

**8º CONGRESO** CONJUNTO  
**24 SEFM | SEPR 19**  
OVIEDO **2023** UVIÉU



RADIACIONES Y ENERGÍA  
**RETOS DEL FUTURO**  
| 23-26 MAYO 2023 |

LIBRO DE RESÚMENES

# ÍNDICE

|                                                                                                                                                                                       |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>PROGRAMA</b>                                                                                                                                                                       | 44 |
| <b>RESÚMENES PROGRAMA CIENTÍFICO</b>                                                                                                                                                  | 71 |
| <b>MESAS REDONDAS</b>                                                                                                                                                                 |    |
| LA SIMULACIÓN MONTE CARLO COMO HERRAMIENTA DE TRABAJO: SITUACIÓN ACTUAL Y RETOS DE FUTURO<br>Brualla, L.                                                                              | 72 |
| RADIOTERAPIA DE MAMA CON TÉCNICA ARCOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA EN INSPIRACIÓN MANTENIDA<br>Vilches Fernández, D.                                                                 | 72 |
| CORTE CON TECNOLOGÍA LÁSER PARA EL DESMANTELAMIENTO DE CENTRALES NUCLEARES. VENTAJAS Y RIESGOS ASOCIADOS<br>Ruíz González, J.                                                         | 72 |
| CURSO DE ACTUALIZACIÓN: NUEVAS MAGNITUDES EN DOSIMETRÍA EXTERNA (ICRU-95)<br>Cornejo Díaz, N.                                                                                         | 73 |
| <b>PLENARIAS</b>                                                                                                                                                                      |    |
| THE ICRP SYSTEM OF RADIOLOGICAL PROTECTION, REVIEW AND REVISION<br>Ruehm, W.                                                                                                          | 74 |
| ¿CÓMO MEJORAR LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE PACIENTES Y TRABAJADORES SANITARIOS EXPUESTOS A BAJAS DOSIS DE RADIACIÓN? RECOMENDACIONES DEL PROYECTO MEDIRAD<br>Cardis, E.; Ginjaume, M. | 74 |
| <b>SIMPOSIOS</b>                                                                                                                                                                      |    |
| DIVIDE Y VENCERÁS: RADIOTERAPIA CON FRACCIONAMIENTO ESPACIAL<br>Prezado Alonso, Y.                                                                                                    | 75 |
| ALGORITMOS AVANZADOS<br>Jurado Bruggeman, D.                                                                                                                                          | 76 |
| DOSEOMICS Y LA IMPORTANCIA DE CORRELACIONAR LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS CON LA TOXICIDAD<br>Placidi, L.                                                                                  | 76 |
| EL PAPEL DEL RADIOFÍSICO EN EL PROCESO DE OPTIMIZACIÓN DE LA IMAGEN CLÍNICA<br>Rosales, P.                                                                                            | 77 |
| DOSIS EN LA PIEL DEL PACIENTE EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS<br>Rosales, P.                                                                                                      | 77 |
| DOSIS EN LA PIEL DEL PACIENTE EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS<br>Dabin, J.                                                                                                        | 77 |
| NUEVO PROTOCOLO DOSIMÉTRICO PARA MAMOGRAFÍA AAPM-EFOMP<br>Sechopoulos, I.                                                                                                             | 78 |
| EL PAPEL DEL RADIOFÍSICO EN EL PROCESO DE LA OPTIMIZACIÓN DE LA IMAGEN CLÍNICA<br>Merino Gestoso, J. Á.                                                                               | 78 |
| AVANCES Y MEJORAS POSIBLES EN BT GINECOLÓGICA DONDE NO EXISTE AVANCE TECNOLÓGICO<br>González Pérez, V.                                                                                | 78 |
| OPTIMIZACIÓN DE DOSIS EN MN<br>Carrasco Vela, N.                                                                                                                                      | 79 |
| NUEVA METODOLOGÍA PARA EL MODELADO DEL MLC EN SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN<br>Hernández Masgrau, V.; Saez Beltran, J.                                                                    | 79 |
| HERRAMIENTAS Y FLUJOS DE TRABAJO PARA GESTIÓN DE INTERRUPCIÓN DE TRATAMIENTOS.<br>de la Vega Fernández, J. M.                                                                         | 80 |
| ESTADO ACTUAL DE LA DOSIMETRÍA DE CRISTALINO<br>Pujades Claumarchirant, M. C.                                                                                                         | 80 |



|                                                                                                                                                                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>NUEVAS ALTERNATIVAS ENERGÉTICAS NUCLEARES: FUSIÓN (PROYECTO IFMIF-DONES) Y FISIÓN (BATERÍAS NUCLEARES Y SMALL MODULAR REACTORS)</b>                                                                                                                         | 81 |
| Camp Brunes, A.; Ibarra Sánchez, Á.; Gallego Díaz, E.                                                                                                                                                                                                          |    |
| <b>USO DE MANIQUÍES ANTROPOMÓRFICOS EN TC: EL RETO DEL CONTROL DE CALIDAD CON LOS NUEVOS ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN</b>                                                                                                                                      | 81 |
| Hernández Girón, I.                                                                                                                                                                                                                                            |    |
| <b>EL PAPEL DEL RADIOFÍSICO EN EL PROCESO DE OPTIMIZACIÓN DE LA IMAGEN CLÍNICA</b>                                                                                                                                                                             | 82 |
| Rosales, P.; Gainza Jauregui, E. I.; Merino Gestoso, J. Á.                                                                                                                                                                                                     |    |
| <b>EXPERIENCIA DE ACPRO EN LAS PRUEBAS DE ACEPTACIÓN DE EQUIPOS DE DIAGNÓSTICO</b>                                                                                                                                                                             | 82 |
| Medina Campos, R.                                                                                                                                                                                                                                              |    |
| <b>EQUIPOS HÍBRIDOS PET/RM</b>                                                                                                                                                                                                                                 | 83 |
| Torrado Carvajal, Á.; Reynes Llompart, G.                                                                                                                                                                                                                      |    |
| <b>PONENCIAS</b>                                                                                                                                                                                                                                               |    |
| <b>NUEVAS MODALIDADES DE IMAGEN: TENSOR DE DIFUSIÓN RM, ELASTOGRAFÍA US O RM, CONTRASTE DE FASE, ULTRA-LOW-DOSE CT, PERFUSIÓN CON TC O RM, ESPECTROSCOPIA PROTONES, ETC.</b>                                                                                   | 83 |
| García Pinto, D.                                                                                                                                                                                                                                               |    |
| <b>ENERGÍA DE FUSIÓN NUCLEAR: ESTADO ACTUAL Y PERSPECTIVAS</b>                                                                                                                                                                                                 | 84 |
| Hidalgo Vera, C.                                                                                                                                                                                                                                               |    |
| <b>SEMIPLENARIAS</b>                                                                                                                                                                                                                                           |    |
| <b>INFRAESTRUCTURA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN ESPAÑA (IPRE)</b>                                                                                                                                                                                              | 84 |
| Zarzuela, J.                                                                                                                                                                                                                                                   |    |
| <b>ACTIVIDADES DE LA FRALC PROPIAS Y CONJUNTAS CON LA SEPR</b>                                                                                                                                                                                                 | 85 |
| Medina Gironzini, E.                                                                                                                                                                                                                                           |    |
| <b>HERRAMIENTAS CLÍNICAS BASADAS EN INTELIGENCIA ARTIFICIAL: APLICACIONES AL DIAGNÓSTICO Y LA RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                 | 86 |
| Ambroa Rey, E. M.; Barragán Montero, A. M.; Sechopoulos, I.                                                                                                                                                                                                    |    |
| <b>INFRAESTRUCTURA NACIONAL EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA</b>                                                                                                                                                                                                      | 87 |
| Hernández Álvarez, A.; Longoria, L.; Macías Domínguez, M. T.; Zarzuela, J.                                                                                                                                                                                     |    |
| <b>DEBATE</b>                                                                                                                                                                                                                                                  |    |
| <b>EL ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LAS MEDIDAS, ¿DEBEN CAMBIAR LAS PERIODICIDADES DE LOS CONTROLES DE CALIDAD?</b>                                                                                                                                                  | 87 |
| Lliso Valverde, F.; García Vicente, F.; Perez-Alija Fernandez, J.                                                                                                                                                                                              |    |
| <b>COMUNICACIONES ORALES</b>                                                                                                                                                                                                                                   | 88 |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS</b>                                                                                                                                                                                   |    |
| <b>CARACTERIZACIÓN RELLENO PARA IMPRESIÓN DE MANIQUÍ DE DENSIDAD VARIABLE</b>                                                                                                                                                                                  | 89 |
| Montes Uruén, A.; Liñan Rodríguez, P. M.; Alejo Duque, L.; Torres Lopez, M.; Martinez Ortega, J.                                                                                                                                                               |    |
| <b>OPTIMIZACIÓN DE LAS DOSIS RECIBIDAS POR LOS PACIENTES EN IGRT</b>                                                                                                                                                                                           | 90 |
| Juan Senabre, X. J.; Bataller Martí, A.; Bea Gilabert, J.; Mingarro Carceller, J.; López Tarjuelo, J.; Bonaque Alandí, J.; Santos Serra, A.                                                                                                                    |    |
| <b>CALIBRACIÓN DE PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3 EN HACES DE PROTONES IRRADIADOS MEDIANTE PENCIL BEAM SCANNING</b>                                                                                                                                               | 92 |
| Viñals Muñoz, A.; Delgado Rodríguez, J. M.; Fayós-Solá Capilla, R.; Aguilar Redondo, P. B.; Azcona Armendáriz, J. D.; Pedrero de Aristizábal, D.; Cabello García, J. P.; Ramón García, C.; Antolín San Martín, E.                                              |    |
| <b>CAMBIOS DOSIMÉTRICOS EN TRATAMIENTOS RADIOTERÁPICOS DE CABEZA Y CUELLO Y CORRELACIÓN CON LA VARIACIÓN DE LAS IMÁGENES DE TRÁNSITO</b>                                                                                                                       | 95 |
| Candela-Juan, C.; Valduviego, I.; Pérez, F.; Cacicedo, J.; Latorre-Musoll, A.; Sáez, J.; Mollà, M.                                                                                                                                                             |    |
| <b>ESTUDIO DE LA DEPENDENCIA CON EL CAMPO DE CALIBRACIÓN EN LAS VERIFICACIONES DE TRATAMIENTOS EMPLEANDO EL MANIQUÍ OCTAVIUS 4D Y LA MATRIZ DE CÁMARAS LÍQUIDAS 1600SRS</b>                                                                                    | 97 |
| García Mollá, R.; Gómez Pardos, R.; Vicedo González, M. A.; García Hernández, M.; Planes Meseguer, D.; Granero Cabañero, D.; Rovira Escutia, J.; Bordería Navarro, B.; Calatayud Cuesta, P.; Alcaraz Lozano, M. L.; Fernández Bernal, Á.; Beltrán Bonet, M. Á. |    |

|                                                                                                                                                                                                                                |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>RESULTADOS PRELIMINARES EN EL TRATAMIENTO DE TUMORES GRANDES EMPLEANDO RADIOTERAPIA DE FRACCIONAMIENTO ESPACIAL CON VMAT (LATTICE)</b>                                                                                      | 99  |
| Prado Barragan, A.; Zucca Aparicio, D.; Martí Asenjo, J.; De la Casa, M. Á.; Alonso Iracheta, L.; García de Acilu Laa, P.; Garcia Ruiz Zorrilla, J.; Montero Luis, ?.; Rubio, C.; Fernández Letón, P.                          |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS</b>                                                                                                                                                               |     |
| <b>ANÁLISIS DE DIFERENTES MÉTODOS DE OPTIMIZACIÓN PARA TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA DE UNA O VARIAS METÁSTASIS</b>                                                                                                             | 100 |
| Roch Gonzalez, M.; Hernandez Gonzalez, D.; Simon De Blas, R.; Chamorro Serrano, P.; Honorato Hernandez, S.; Gonzalo Ruiz, S.; Castro Tejero, P.                                                                                |     |
| <b>TBI EN TOMOTERAPIA. ROBUSTEZ DE LA TÉCNICA Y EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA</b>                                                                                                                                                     | 104 |
| Sanchez Rubio, P.; Rodriguez Romero, R.; Montes Uruén, A.; López Romero, A.; De La Fuente Alonso, C.; Alejo Luque, L.; Ciudad Rivas, J.; Martínez Ortega, J.                                                                   |     |
| <b>OPTIMIZACIÓN ROBUSTA EN SBRT DE PULMÓN: UNA SOLUCIÓN A LA INCERTIDUMBRE DE POSICIONAMIENTO MÁS ALLÁ DEL PTV</b>                                                                                                             | 108 |
| Cabello García, J. P.; Pedrero de Aristizábal, D.; Azcona Armendáriz, J. D.; Aguilar Redondo, P. B.; Viñals Muñoz, A.; Fayos-Solá Capilla, R.; Ramón García, C.; Antolín San Martín, E.; Delgado Rodríguez, J. M.              |     |
| <b>CÁLCULO DE LOS ERRORES SISTEMÁTICOS Y ALEATORIOS DE POSICIONAMIENTO CON SGRT EN DIFERENTES PATOLOGÍAS</b>                                                                                                                   | 109 |
| Rincón Pérez, M.; Gómez-Tejedor Alonso, S.; Martín Gómez, S.; Morcillo García, A. B.; Penedo Cobos, J.M.; Martínez Felipe, A.; García Castejón, M. Á.; Azinovic Gamo, I.                                                       |     |
| <b>EXPERIENCIA INICIAL DE TRATAMIENTO ESTEREOTÁCTICO EXTRACRANEAL CARDÍACO</b>                                                                                                                                                 | 111 |
| Rodríguez Romero, R.; Sánchez Rubio, P.; Martínez Ortega, J.; Pinto Monedero, M.; Alejo Luque, L.; Pérez Mateo, M. J.; Colado Tornero, J. L.                                                                                   |     |
| <b>ESTUDIO DOSIMÉTRICO DE 3 SISTEMAS MULTILÁMINA DE VARIAN (SX2, MILLENIUM 120 Y HD120) EN LA IRRADIACIÓN CRANEAL CON PRESERVACIÓN DEL HIPOCAMPO</b>                                                                           | 114 |
| Sancho Kolster, I.; Pino Sorroche, F.; Zardoya Anton, E.; Picon Olmos, C.                                                                                                                                                      |     |
| <b>DISEÑO Y EVALUACIÓN IN-SILICO DE UN ALINEADOR DE MAMA IOERT PARA PREVENIR LA IRRADIACIÓN DE OAR</b>                                                                                                                         | 116 |
| Tarrats-Rosell, J.; Cases, C.; Oses, G.; Garcia-Causapié, M.; Trias, G.; Herreros, A.; Mollà, M.                                                                                                                               |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: IMAGEN EN RADIOTERAPIA Y MODELOS PREDICTIVOS</b>                                                                                                                                                             |     |
| <b>IMAGEN PET PARA LA OPTIMIZACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO EN CÁNCER DE PULMÓN: CONTROL DE CALIDAD PARA LA COMPENSACIÓN DE MOVIMIENTO, ALGORITMO IA DE SEGMENTACIÓN Y MODELO PREDICTIVO BASADO EN MONITORIZACIÓN PET</b> | 118 |
| Carles Fariña, M.                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>DESARROLLO DE UN SOFTWARE PARA EVITAR COLISIONES EN RADIOTERAPIA EXTERNA</b>                                                                                                                                                | 119 |
| González Lizárraga, Í.; Barranco López, A.; Vera Tena, D.; Castán Guerrero, C.; Calvo Carrillo, S.; Ortega Pardina, P.; Garcia Romero, A.                                                                                      |     |
| <b>DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN DE UN KV-CBCT CON RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA DE UN ACELERADOR LINEAL</b>                                                                                                                            | 121 |
| Alejo Luque, L.; Rodríguez Romero, R.; Garayoa Roca, J.; Sánchez Rubio, P.; Montes Uruen, A.; López Romero, A.; Ciudad Rivas, J.; Pimentel Monje, A. B.; Pifarré Martínez, X.; Martínez Ortega, J.                             |     |
| <b>ESTUDIO DE COHORTES SOBRE EL EFECTO DE LA VARIACIÓN DEL CONTORNO EXTERNO EN LA RADIOTERAPIA ESTEREOTÁCTICA CORPORAL DE VÉRTEBRAS</b>                                                                                        | 123 |
| Cano Iglesias, E.; Camús Martínez, J. A.; Torres Sánchez, J.; Guirado Llorente, D.; de la Vega Fernández, J. M.                                                                                                                |     |
| <b>IMPLEMENTACIÓN, USO Y EVALUACIÓN DE UN SISTEMA PROPIO DE SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA DE ÓRGANOS DE RIESGO EN RADIOTERAPIA BASADO EN INTELIGENCIA ARTIFICIAL</b>                                                                 | 126 |
| Martí Asenjo, J.; Martínez-Larraz Solís, A.; Martín Álvarez, R.; Colado Álvarez, D.; Gómez Agudo, C.; Fernández Letón, P.                                                                                                      |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: DOSIMETRÍA DE PACIENTES</b>                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN DE ACTIVIDAD PARA ESFEROIDES EN IMÁGENES SPECT/CT</b>                                                                                                                                          | 128 |
| Minguez Gabiña, P.; Martin Vezanzones, M.; Gallardo Rodríguez, N.; Jauregui Monasterio, I.; del Amo Mateos, C.; Monserrat Fuertes, T.; Espinosa Sola, J. M.                                                                    |     |
| <b>CÁLCULOS DE MICRODOSIMETRÍA APLICADOS A TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS QUE INCLUYEN EMISORES ALFA</b>                                                                                                                            | 130 |
| Minguez Gabiña, P.; Martin Vezanzones, M.; Gallardo Rodríguez, N.; Espinosa Sola, J. M.                                                                                                                                        |     |
| <b>RECOMENDACIONES PARA ESTANDARIZAR LA DOSIMETRÍA PRE- TRATAMIENTO EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON ITRIO-90.</b>                                                                                            | 131 |
| Morán Velasco, V.; Prieto Azcárate, E.; Soria Ruiz-Ograrrio, L.; Martínez Francés, E.; Sancho Rodríguez, L.; Rodríguez-Fraile, M.; Martí Climent, J.                                                                           |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>ANÁLISIS DEL IMPACTO DE LA CORRECCIÓN DE SCATTER A LA DOSIS ABSORBIDA EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE HOLMIO-166</b>                                                                                                                                             | 133 |
| Fernandez Iglesias, A.; Caudepon Moreno, F.; Miquelez Alonso, S.; Perez Gomez, F.; De la Llana Granja,; Fuentemilla Urió, N.; Ronda Peñacoba, S.; Lamaison, M.; Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, S.; Bragado Alvarez, L.                                                                       |     |
| <b>DIFERENCIAS EN EL CÁLCULO DE DOSIS EN RIÑÓN MEDIANTE FACTORES S ESFÉRICOS FRENTE A FACTORES S DE VÓXEL EN TRATAMIENTOS CON LU-177DOTATATE</b>                                                                                                                                                      | 135 |
| Soto Angona, R.; Pena Vaquero, S.; Andrés Rodríguez, C.; Hurtado Romero, A.; Torres Cabrera, R.; Agulla Otero, M.; Villar Vazquez, C.; del Castillo Belmonte, A.; Alonso Henández, D.; Miguel Perez, D.; Frutos Baraja, J. M.; Donis Gil, S.; Antón García, D.; Ruiz, M.; Arias Lopez, M. A.          |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RD-DOSIMETRÍA DE PACIENTES</b>                                                                                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>MODELO PARA EL PERFIL DE DOSIS DE UN CT SOBRE UN MANIQUÍ DE PMMA DE CABEZA</b>                                                                                                                                                                                                                     | 138 |
| Lozano Martínez, F. R.; Martínez Gómez, L. C.; Rot San Juan, M. J.; Gilarranz Moreno, R.                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>DOSIMETRÍA EN UN SISTEMA DE MAMOGRAFÍA CON CONTRASTE (CEDM)</b>                                                                                                                                                                                                                                    | 139 |
| García Castañón, P.; Paradela Díaz, G.; Rosado Del Castillo, R.; Chamorro Serrano, P.; Honorato Hernández, S.; Prieto Martín, C.                                                                                                                                                                      |     |
| <b>ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA A PARTIR DEL PDA PARA PACIENTES PEDIÁTRICOS EN TELERRADIOGRAFÍAS DE COLUMNA COMPLETA</b>                                                                                                                                                                           | 141 |
| Agüera Rodríguez, R.; Hernández Rodríguez, J.; Escobar Corominas, I.; Gómez Llorente, P. L.; Benito García, J. C.; Álvarez Pérez, J. M.; Montes Fuentes, C.; Granado Alonso, L.; Tenllado Baena, E.; Fernández Lara, Á. A.; Ramos Pachó, J. A.; García Repiso, S.; Martín Rincón, C.                  |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LOS INDICADORES DE DOSIS DGM Y ESAK EN EXPLORACIONES DE MAMOGRAFÍA CON CONTRASTE PARA UNA MUESTRA DE PACIENTES</b>                                                                                                                                                                   | 143 |
| Escobar Corominas, I.; Hernández Rodríguez, J.; Agüera Rodríguez, R.; Gómez Llorente, P. L.; Álvarez Pérez, J. M.; Benito García, J. C.; Montes Fuentes, C.; Tenllado Baena, E.; Fernández Lara, Á. A.; Ramos Pachó, J. A.; Granado Alonso, L.; García Repiso, S.; Martín Rincón, C.                  |     |
| <b>CAMBIOS EN LOS INDICADORES DE DOSIS Y EN LA CALIDAD DE IMAGEN CON EL GRADO DE ITERACIÓN EN UN TC</b>                                                                                                                                                                                               | 145 |
| Ruiz Manrique, C.; Navarro Guirado, F.; Fernández Romero, J. J.; Casado Villalón, F. J.; Arroyo Sánchez, C.; Bodineau Gil, C.                                                                                                                                                                         |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>VIABILIDAD DE LA BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA EN EL CÁNCER DE CUELLO UTERINO: COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE BRAQUITERAPIA</b>                                                                                                                                                     | 148 |
| Lozares Cordero, S.; González Pérez, V.; Pellejero Pellejero, S.; Rodríguez Ruiz, L.; Fuentemilla Urió, N.; Gandía Martínez, A.                                                                                                                                                                       |     |
| <b>RETINOBLASTOMA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 150 |
| Baeza Monedero, C. J.; Gallego Castro, M.                                                                                                                                                                                                                                                             |     |
| <b>USO DE REDES NEURONALES PARA PREDICCIÓN DE TOXICIDADES EN BRAQUITERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                        | 150 |
| Lago, J. D.; Baños Capilla, M.; Richart Sancho, J.                                                                                                                                                                                                                                                    |     |
| <b>CALIBRACIÓN EN DOSIS ABSORBIDA DE UN SISTEMA EXPERIMENTAL DE 16 DETECTORES DE CENTELLEO PARA SU USO EN DOSIMETRÍA IN VIVO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA CON CO-60</b>                                                                                                                              | 152 |
| Rodríguez Latorre, D.; Álvarez Llorente, D.; Fernández Cerezo, S.; Iglesias Rodríguez, I.; Hierro Rivero, A.; Fernández García, J.; San José Olmedo, D.; Martín Rodríguez, Z.; Sánchez Ruipérez, J.; Díaz Aviñó, C.; García Balsa, Á.; Sánchez Galiano, P. A.; Villacé Gallego, A.; Crelgo Alonso, D. |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS</b>                                                                                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>VERIFICACIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS REALIZADO POR EL PLANIFICADOR MÓNACO DEBIDA AL EFECTO DE RETORNO ELECTRÓNICO EN UN ACELERADOR ELEKTA UNITY DE 1.5 T</b>                                                                                                                                          | 155 |
| Huertas Martínez, C. Á.; Ferrer Gracia, C.; Navarro Domenech, I.; Plaza Núñez, R. P. N.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Martinez Valdivia, J. L.; Sánchez López, R.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M. S. B.                                              |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DEL CAMBIO INTER-INTRA-FRACCIÓN</b>                                                                                                                                                                                                                                         |     |
| <b>EVALUACIÓN DEL SISTEMA DE CBCT CORREGIDO EN RAYSTATION PARA LA REALIZACIÓN DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN PRÓSTATA.</b>                                                                                                                                                                             | 156 |
| Mingarro Carceller, J.; Bonaque Alandí, J.; Oliver Canas, L.; de Marco Blancas, N.; Quirós Higuera, J. D.; Muelas Soria, R.; Puerto Francés, C.; Santos Serra, A.                                                                                                                                     |     |
| <b>ANÁLISIS DE VIABILIDAD DE TRATAMIENTOS DE PROTONES PBS CON MOVIMIENTO RESPIRATORIO MEDIANTE REGISTRO DEFORMABLE</b>                                                                                                                                                                                | 159 |
| Cabello Garcia, J. P.; Azcona Armendáriz, J. D.; Aguilar Redondo, P. B.; Viñals Muñoz, A.; Fayos-Solá Capilla, R.; Ramón García, C.; Pedrero de Aristizábal, D.; Antolín San Martín, E.; Delgado Rodríguez, J. M.                                                                                     |     |
| <b>DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN MODELO PARA DESCRIBIR EL MOVIMIENTO DE TUMORES AFECTADOS POR LA RESPIRACIÓN</b>                                                                                                                                                                                          | 160 |
| Tenllado Baena, E.; Granado Alonso, L.; Ramos Pachó, J. A.; Agüera Rodríguez, R.; Benito García, J. C.; Fernández Lara, Á. A.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Escobar Corominas, I.; Álvarez Pérez, J. M.; Montes Fuentes, C.; Martín Rincón, C.                                         |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                         |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>DIFGI V2.0: DISPOSITIVO INTERCONECTADO CON LA UNIDAD DE TRATAMIENTO PARA INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA. RESULTADOS PRELIMINARES ENSAYO FASE IIB</b>                                                                                                                                 | 163 |
| Romera-Martínez, I.; Muñoz-Montplet, C.; Jurado-Bruggeman, D.; Cortés González, A. M.; Iguaran Pérez, A.; Buxó, M.; Martínez, J.; Eraso, A.                                                                                                                                             |     |
| <b>DISCREPANCIAS EN LA DOSIS ADMINISTRADA FRENTE A LA PLANIFICADA EN TRATAMIENTOS DE ESÓFAGO COMO CONSECUENCIA DEL MOVIMIENTO DIAFRAGMÁTICO</b>                                                                                                                                         | 164 |
| García de Acilu, P.; García Ruiz-Zorrilla, J.; Prado, A.; Martí, J.; Zucca, D.; Alonso, L.; De la Casa, M. Á.; Rubio, C.; Fernández-Letón, P.                                                                                                                                           |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: GARANTÍA DE CALIDAD</b>                                                                                                                                                                                                                                               |     |
| <b>ENCUESTA A LOS PACIENTES DE RADIOTERAPIA SOBRE LA IMPORTANCIA DEL PAPEL CLÍNICO DE LOS RADIOFÍSICOS</b>                                                                                                                                                                              | 167 |
| Valdivielso Lopez, T.; Ambroa, E.; Infestas, Á.; García-Miguel, J.; Lizondo, M.; Navarro, D.; Lorenzo, Á.; Ramírez, T.; Colomer, M.                                                                                                                                                     |     |
| <b>AUTOMATIZACIÓN DEL ANÁLISIS DEL PICKETFENCE PARA HALCYON</b>                                                                                                                                                                                                                         | 169 |
| Martín Rodríguez, Z.; Díaz Aviñó, C.; Sánchez Ruipérez, J.; Hierro Rivero, A.; García Balsa, A.; Villacé Gallego, A.; Crelgo Alonso, D.; Fernández Cerezo, S.; San José Olmo, D.; Rodríguez Latorre, D.; Sánchez Galiano, P. A.; Fernández García, J.                                   |     |
| <b>MEDIDAS PARA EL COMISIONADO DE UN MR-LINAC ELEKTA UNITY</b>                                                                                                                                                                                                                          | 171 |
| Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Plaza Nuñez, R.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Sánchez López, R.; Martinez Valdivia, J. L.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.                                                                     |     |
| <b>ESTUDIO MULTICÉNTRICO DE APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA ‘SEAFARER’ PARA VALIDAR LAS VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO EN TRATAMIENTOS DE SBRT DE COLUMNA</b>                                                                                                                              | 173 |
| Serrano Rueda, S.; Calvo Ortega, J. F.; Escudé, L.; Jornet, N.; Lara, Í.; Modolell, I.; Montes, E.; Mosquera Cereijo, I.; Quera, J.; Ramírez, A.; Romera Martínez, I.; Seoane, A.; Tello, J. I.; Valdivielso, T.; Velasco Fernández, C.; Visus, M.; Saez, J.                            |     |
| <b>CONTROLES DE CALIDAD PERIODICOS DE UN MR-LINAC ELEKTA UNITY DE 1.5 T</b>                                                                                                                                                                                                             | 175 |
| Huertas Martinez, C. Á.; Ferrer Gracia, C.; Plaza Nuñez, R.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Martinez Valdivia, J. L.; Sánchez López, R.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M. M. S.; Navarro Domenech, I.; yang, G.; Sáez Beltrán, M.                                      |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD</b>                                                                                                                                                                                                                       |     |
| <b>NUEVO SCRIPT DE IMAGEJ PARA EL ANÁLISIS COMPLETO DE LA CONSTANCIA DEL CENTRO DE ROTACIÓN EN SPECT-CT.</b>                                                                                                                                                                            | 177 |
| Bataller Martí, A.; de Marco Blancas, N.; Mingarro Carceller, J.; González Amorós, L. E.; Santos Serra, A.                                                                                                                                                                              |     |
| <b>ARMONIZACIÓN EN EQUIPOS PET/TC Y PET/RM APLICADO A ESTUDIOS CON 68GA</b>                                                                                                                                                                                                             | 179 |
| Gandía-Ferrero, M. T.; Torres-Espallardo, I.; Prado-Wohlwend, S.; Bello-Arques, P.; Vázquez-Martínez, M.; Ginés-Cárdenas, S.; Almendros-Riaza, A.; Martí-Bonmatí, L.                                                                                                                    |     |
| <b>ANÁLISIS DE LA VARIACIÓN EN LA CALIDAD DE IMAGEN EN PET AL EMPLEAR MODO DE ADQUISICIÓN EN MOVIMIENTO CONTÍNUO FRENTE AL MODO ESTÁTICO</b>                                                                                                                                            | 181 |
| Cuenca Bandín, T.; Morán Velasco, V.; Prieto Azcárate, E.; Echegoyen Ruiz, P.; Martínez Francés, E.; Soria Ruiz-Ogarrio, L.; Martí Climent, J. M.                                                                                                                                       |     |
| <b>EXACTITUD Y VARIABILIDAD DEL PROTOCOLO CLÍNICO DE CUANTIFICACIÓN XQUANT EN SPECT/CT</b>                                                                                                                                                                                              | 183 |
| Álvarez Pérez, J. M.; Agüera Rodríguez, R.; Montes Fuentes, C.; Benito García, J. C.; Escobar Corominas, J. A.; Ramos Pacho, J. A.; Tenllado Baena, E.; Granado Alonso, L.; Fernández Lara, Á. A.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Martín Rincón, C.; Gómez Llorente, P. L. |     |
| <b>ANÁLISIS DE FOURIER APLICADO AL ESTUDIO DE LA HOMOGENEIDAD DE LAS FUENTES PLANAS EMPLEADAS EN EL CONTROL DE CALIDAD DE GAMMACÁMARAS</b>                                                                                                                                              | 184 |
| Escobar Cerezo, J.; Estrada García, R.; Guirado Llorente, D.                                                                                                                                                                                                                            |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RD-TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD</b>                                                                                                                                                                                                                    |     |
| <b>SOFTWARE PARA LA EVALUACIÓN DE LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA Y LA DISPERSIÓN DE ARTEFACTOS EN IMÁGENES DE TOMOSÍNTESIS DIGITAL DE MAMA.</b>                                                                                                                                               | 186 |
| Díaz Defaz, D.; Garayoa Roca, J.; Chevalier, M.                                                                                                                                                                                                                                         |     |
| <b>ANÁLISIS DE LA ADQUISICIÓN MULTIENERGÉTICA EN CT COMO HERRAMIENTA PARA REDUCIR EL CONTRASTE YODADO EN PACIENTES</b>                                                                                                                                                                  | 187 |
| Perez Gomez, F.; Fernandez Iglesias, A.; Caupedon Moreno, F.; Miquelez Alonso, S.; Fuentemilla Urio, N.; de la Llana Granja, V.; Ronda Peñacoba, S.; Lamaison Vidarte, M.; Bragado Alvarez, L.; Mañeru Camara, F.; Pellejero Pellejero, S.                                              |     |
| <b>ESTUDIO DE LA CALIDAD DE IMAGEN DINÁMICA EN FLUOROSCOPIA PULSADA UTILIZANDO EL MÓDULO ROTATORIO DEL MANIQUÍ NEMA XR-21</b>                                                                                                                                                           | 188 |
| Escobar Corominas, I.; Hernández Rodríguez, J.; Agüera Rodríguez, R.; Gómez Llorente, P. L.; Álvarez Pérez, J. M.; Benito García, J. C.; Montes Fuentes, C.; Ramos Pacho, J. A.; Granado Alonso, L.; Tenllado Baena, E.; Fernández Lara, A. A.; García Repiso, S.; Martín Rincón, C.    |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RD-INVESTIGADORES NOVELES</b>                                                                                                                                                                                                                                         |     |
| <b>SOFTWARE SPHEPHANT PARA LA EVALUACIÓN DE LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA Y DISPERSIÓN DE ARTEFACTOS EN SISTEMAS DE TOMOSÍNTESIS DE MAMA</b>                                                                                                                                                 | 190 |
| García Ovejero, J.; Cuesta, J. A.; García Sanz, A.; Alarcia Noci, M.; Sierra, F.                                                                                                                                                                                                        |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>APLICACIÓN DEL OBSERVADOR MODELO NPWE COMO ALTERNATIVA AL ANÁLISIS DE DETALLE-CONTRASTE EN UN EQUIPO DE RADIOGRAFÍA DIGITAL</b>                                                                                                                             | 193 |
| Ronda Peñacoba, S.; Pérez Gómez, F.; Cuenca Bandín, T.; Fuentesmilla Urío, N.; De la Llana Granja, V.; Fernández Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; Miquelez Alonso, S.; Lamaison Vidarte, M.; Pellejero Pellejero, S.; Mañeru Cámara, F.; Bragado Álvarez, L. |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN</b>                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>ESTUDIO DE FACTORES DE BISEL EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA CON ACELERADOR MÓVIL DE ELECTRONES</b>                                                                                                                                                         | 194 |
| Ayala Lázaro, R.; Ruíz Galán, G.; García Marcos, R.; Soza Maraño, A.; García Agrela, I.; García Hernández, M. J.; Megías Ruiz, J. M.; García Ovejero, J.; Gómez Cores, S.                                                                                      |     |
| <b>IDONEIDAD DE LA MEDICIÓN DE LOS FACTORES DE CAMPO CON UN DETECTOR DE CENTELLEO DE PLÁSTICO EN UN ELEKTA UNITY MR-LINAC</b>                                                                                                                                  | 196 |
| Ferrer Gracia, C. L.; Huertas Martínez, C.; García Riñón, D.; Feijoo, M.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                                                     |     |
| <b>POR QUÉ LA TEORÍA DE BOAG ES INCORRECTA</b>                                                                                                                                                                                                                 | 197 |
| Gómez Rodríguez, F.; Paz-Martin, J.; Gonzalez-Castaño, D.; Gomez Fernandez, N.; Schüller, A.; Bourgouin, A.; Pardo-Montero, J.                                                                                                                                 |     |
| <b>ESTIMACIÓN DEL RENDIMIENTO EN PROFUNDIDAD DE HACES DE 6 MV EN LA ZONA DE ACUMULACIÓN</b>                                                                                                                                                                    | 198 |
| Fernández Benítez, M.; Fernández Romero, J. J.; Pérez González, M. A.; García Pareja, S.; Moral Sánchez, S. C.; Casado Villalón, F. J.                                                                                                                         |     |
| <b>UCD: UN DOSÍMETRO ACTIVO DE LECTURA DIRECTA PARA RADIOTERAPIA FLASH</b>                                                                                                                                                                                     | 200 |
| Bedogni, R.; Russo, L.; Fontanilla, A.; Castro Campoy, A. I.; Calamida, A.; Sanchez Doblado, F.; Lagares, J. I.                                                                                                                                                |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES</b>                                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>AJUSTE DEL DOSIMETRIC LEAF GAP PARA LA OBTENCIÓN DE UNIDADES DE TRATAMIENTO GEMELAS EN RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                     | 202 |
| Lara Aristimuño, I.; Hernandez Masgrau, V.; Puxeu Vaqué, J.                                                                                                                                                                                                    |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA</b>                                                                                                                                                                           |     |
| <b>PROYECTO RADOSIS: APLICACIÓN DE LA ICRP 137 PARTE 3 A LA EVALUACIÓN DE DOSIS POR RADÓN EN LUGARES DE TRABAJO CON CONDICIONES EXTREMAS</b>                                                                                                                   | 204 |
| Vargas Drechsler, A.; Font Guiteras, L.; Grossi, C.; Moreno Balta, V.; Lara Cavayé, P.; Alberdi Juaristi, J.; Valles Alberdi, G.; García-Talavera San Miguel, M.                                                                                               |     |
| <b>ESTIMACIÓN DOSIMÉTRICA EN UN CASO REAL DE CONTAMINACIÓN INTERNA CON <sup>177</sup>Lu A TRAVÉS DE UNA HERIDA</b>                                                                                                                                             | 207 |
| López Ponte, M. A.; Cánovas Herrera, E.; Navarro Amaro, J. F.; Pérez López, B.; Sierra Bercedo, I.; Hernández González, C.; Baró Casanovas, J.; Amor Calvo, I.; Barrio, M.                                                                                     |     |
| <b>UNA NUEVA DOSIMETRÍA INTERNA OCUPACIONAL DE ICRP PARA EL URANIO</b>                                                                                                                                                                                         | 208 |
| López Ponte, M. A.; Sánchez León, J. G.; Hernández González, C.; Moraleda Chaves, M.; Rodríguez Díaz, J. M.; Sierra Bercedo, I.; Sierra Gil, S.; Pérez Fonseca, A.; García García, D.                                                                          |     |
| <b>DESARROLLO DEL LABORATORIO NACIONAL DE METROLOGÍA DE RADÓN</b>                                                                                                                                                                                              | 209 |
| Lombana Rodríguez, M. A.; Roteta, M.; Crespo, M. T.; Navarro, N.; Mejuto, M.; Peyres, V.                                                                                                                                                                       |     |
| <b>DISEÑO DEL NUEVO CAMPO TÉRMICO BASADO EN PILA DE GRAFITO EN EL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT</b>                                                                                                                                           | 211 |
| Méndez Villafañe, R.; Rivera Vázquez, S.; Campo Blanco, X.                                                                                                                                                                                                     |     |
| <b>SERIE RQT, DEFINIDA EN LA NORMA IEC 61267: RESPUESTA DE EQUIPOS ESPECÍFICOS PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA</b>                                                                                                                                               | 212 |
| Palma Copete, J. D.; Pujades Claumarchirant, M. D. C.; Sánchez Relucio, J. C.; Núñez Pintos, C. E.; Pallarés Ripollés, M.; Pastor Pérez, D. A.                                                                                                                 |     |
| <b>DESARROLLO DEL ESPECTRÓMETRO NEUTRÓNICO DE ESFERAS DE BONNER DE RANGO EXTENDIDO DEL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT</b>                                                                                                                      | 214 |
| Rivera Vázquez, S.; Méndez Villafañe, R.                                                                                                                                                                                                                       |     |
| <b>UN NUEVO ESPECTRÓMETRO DE NEUTRONES COMO DISPOSITIVO DE TRANSFERENCIA PARA DOSIMETRÍA Y METROLOGÍA</b>                                                                                                                                                      | 215 |
| Bedogni, R.; Gómez-Ros, J. M.; Domingo, C.; Pietropaolo, A.; Calamida, A.; Russo, L.                                                                                                                                                                           |     |
| <b>DETERMINACIÓN DEL ESPECTRO DE NEUTRONES EN LA FUENTE TÉRMICA HOTNES MEDIANTE UN SISTEMA DE ESFERAS BONNER CON DETECTORES PASIVOS</b>                                                                                                                        | 217 |
| Domingo, C.; Bedogni, R.; Caballero-Pacheco, M. Á.; Loretí, S.; Gómez-Ros, J. M.; Pietropaolo, A.                                                                                                                                                              |     |
| <b>CARACTERIZACIÓN DE LAS DISTRIBUCIONES DE DOSIS NEUTRÓNICAS EN HACES DE PROTONES ESCANEADOS DE UN PROTEUS ONE</b>                                                                                                                                            | 219 |
| Castro Novais, J.; Perez Moreno, J. M.; Cerrón Campoo, F.; Canals De Las Casas, E.; Lorenzo Villanueva, I.; Vera Sanchez, J. A.; Marquez Parro, R.; Mazal, A.                                                                                                  |     |



## ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL NO SANITARIA Y TRANSPORTE

|                                                                                                                    |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>ANÁLISIS DE LOS SUCESOS OCURRIDOS EN EL TRANSPORTE DE MATERIALES RADIATIVOS EN ESPAÑA DESDE 2000 HASTA 2020</b> | 220 |
| Zugazagoitia Hernando, E.                                                                                          |     |

|                                                                                               |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL EN EL CENTRO DE LÁSERES PULSADOS</b>                    | 223 |
| Cives Fernández, A. M.; Álvarez Pastor, J. M.; Romero Gutiérrez, A. M.; Rodríguez Jimenez, R. |     |

|                                                                                          |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>CÁLCULOS DE BLINDAJE PARA EL DISEÑO DE NUEVAS LÍNEAS DE LUZ EN EL SINCROTRÓN ALBA</b> | 223 |
| García Fusté, M. J.; Gutiérrez Neira, C.; Alcobendas García, J. A.                       |     |

## ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

|                                                                                                                             |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>ESTUDIO DE LA PROTECCIÓN CONTRA LA INHALACIÓN DE LOS DESCENDIENTES DEL RADÓN MEDIANTE EL USO DE MASCARILLAS FACIALES</b> | 226 |
| Verdú Martín, G.; Martínez, J. E.; Juste Vidal, B.                                                                          |     |

|                                                                                                                                                                         |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>MODELOS DISPONIBLES PARA ESTIMAR LA CONCENTRACIÓN DE RADÓN EN INTERIORES CONSIDERANDO LA CONTRIBUCIÓN DE LOS MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN</b>                          | 227 |
| Real Gallego, A.; Dvorzhak, A.; Ielsch, G.; Caplin, H.; Mansouri, N.; Di Carlo, C.; Nuccetelli, C.; Venoso, G.; Bochicchio, F.; Maiorana, A.; Collignan, B.; Diallo, T. |     |

|                                                                                                                          |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA ROBUSTA PARA LA OBTENCIÓN DE LA TASA DE EXHALACIÓN DE RADÓN EN DISTINTOS MATERIALES</b> | 228 |
| Castaño Casco, E.; Llanes Gamonoso, J.; Gutiérrez Álvarez, I.; Barba Lobo, A.; Bolívar Raya, J. P.                       |     |

|                                                                                                                                         |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>DESARROLLO DE UN MÉTODO GENERAL PARA LA MEDIDA DE 226RA, 228RA Y 40K USANDO DETECTORES DE NAI(TL) EN MUESTRAS NORM</b>               | 229 |
| Llanes Gamonoso, J.; BARBA LOBO, A.; Castaño Casco, E.; Gutiérrez Álvarez, I.; Gutiérrez de San Miguel Herrera, E.; Bolívar Raya, J. P. |     |

|                                                                                              |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>EVALUACIÓN DE LA EXPOSICIÓN AL POLVO RADIATIVO EN SUSPENSIÓN EN LA INDUSTRIA CERÁMICA</b> | 230 |
| Sevilla Terrasa, A. J.; Saez, M.; Sánchez, A.; Ortíz, J.; Martorell, S.                      |     |

|                                                                                                                   |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>EVALUACIÓN DE LAS DOSIS AL PÚBLICO DERIVADAS DE LA ACTIVIDAD DE TRANSPORTE DE MATERIAL RADIATIVO EN ESPAÑA</b> | 230 |
| Aceña Moreno, M. V.                                                                                               |     |

## ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

|                                                                                 |     |
|---------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>IMPLICACIONES DEL USO DE LÍQUIDOS CENTELLEADORES LIBRES DE NPE</b>           | 233 |
| Rozas Guinea, S.; Idoeta Hernandorena, R.; Olondo Castro, C.; Herranz Soler, M. |     |

|                                                                                                                               |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>SITUACIÓN RADIOLÓGICA DE LOS SUELOS DE LA PENÍNSULA IBÉRICA: DETERMINACIÓN DEL INVENTARIO Y DE LA MIGRACIÓN DE PU Y AM</b> | 234 |
| Olondo Castro, C.; Rozas Guinea, S.; Idoeta Hernandorena, R.; Herranz Soler, M.                                               |     |

|                                                                                                                               |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>EVALUACIÓN DE IMPACTO RADIOLÓGICO AMBIENTAL EN INSTALACIONES NUCLEARES ESPAÑOLAS UTILIZANDO LA HERRAMIENTA ERICA</b>       | 235 |
| Escribano Nieto, A.; Rodríguez Oliver, P.; Real Gallego, A.; Corbacho Merino, J. A.; Pérez Sánchez, D.; Guillén Gerada, F. J. |     |

## ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE EMERGENCIA Y SEGURIDAD DE FUENTES DE RADIACIÓN

|                                                                                                                                                     |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>MEDIDA MEDIANTE TÉCNICA IN VITRO DE MUESTRAS DE ORINA DE UN TRABAJADOR CONTAMINADO CON LU-177 EN EL LABORATORIO DE BIOELIMINACIÓN DEL CIEMAT</b> | 236 |
| Sierra Bercedo, I.; Hernández González, C.; Barrio, M.; López Ponte, M. A.; Navarro Amaro, J. F.; Pérez, B.                                         |     |

|                                                                                                                                             |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>PREPARACIÓN Y ENTRENAMIENTO CON EL SISTEMA JRODOS PARA LA EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO EN DIFERENTES SITUACIONES DE EMERGENCIA</b> | 237 |
| Montero Prieto, M.; Sterling Carmona, A.; López Ferrando, P.                                                                                |     |

|                                                                                                                                                                                                     |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>SOBRE EL USO DE GAMMACÁMARAS CON COLIMADORES DE BAJA ENERGÍA PARA EL CRIBADO DE INDIVIDUOS EXPUESTOS A I-131 EN UNA EMERGENCIA NUCLEAR</b>                                                       | 238 |
| Alcaide, J.; Marín, A. C.; Torres Espallardo, I.; Campayo Esteban, J. M.; Navarro Amaro, J. F.; Lopez Ponte, M. A.; Garcia Elena, E.; Pereira Cuesta, S.; Amor Calvo, I.; Villaescusa Blanca, J. I. |     |

## ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DE RESIDUOS Y DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES

|                                                                                                         |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DIGITAL APLICADA AL DESMANTELAMIENTO DE LA C.N SANTA MARÍA DE GAROÑA</b> | 240 |
| García Tapias, E.; Alonso Sanz, J.                                                                      |     |

|                                                                                  |     |
|----------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>JUSTIFICACIÓN ALARA DE LA LIBERACIÓN DEL EMPLAZAMIENTO DE CN JOSÉ CABRERA</b> | 240 |
| Gimeno Blesa, M. E.; Lequerica Navarro, J.                                       |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                       |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>DESCLASIFICACIÓN DE MATERIALES RESIDUALES DE MUY BAJA ACTIVIDAD EN LA FÁBRICA DE ELEMENTOS COMBUSTIBLES DE JUZBADO</b>                                                                                                                                                             | 242 |
| García García, D.                                                                                                                                                                                                                                                                     |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO</b>                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>ESTUDIO DE ACTIVACIÓN Y DESMANTELAMIENTO DE COLIMADORES ESPECÍFICOS DE PACIENTES EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA CON SISTEMAS ACTIVOS</b>                                                                                                                                        | 243 |
| Castro Novais, J.; García Fernández, G. F.; Ben Ali, M.; Mazal, D. A.; Gallego, E.                                                                                                                                                                                                    |     |
| <b>COMPROBACIÓN DEL AUMENTO DE DOSIS DEBIDO AL USO DE PROTECTORES GONADALES EN RADIOGRAFÍA DE PELVIS CON CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN: UN ENFOQUE DIDÁCTICO</b>                                                                                                                   | 244 |
| Carrasco Vela, N.; Mingarro Carceller, J.; Bataller Martí, A.; García, B.; Santos Serra, A.                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>ESTRATEGIA DE PRIORIZACIÓN DE PROTOCOLOS PEDIÁTRICOS DE TC PARA SU OPTIMIZACIÓN</b>                                                                                                                                                                                                | 246 |
| Sánchez Noriega, K.                                                                                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>GESTIÓN DE DOSIS OCUPACIONAL CONJUNTAMENTE CON LA DOSIS A PACIENTE PARA RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA</b>                                                                                                                                                                            | 249 |
| Sanchez, R.; Vañó, E.; Fernández, D.; Ten Morón, J. I.; Fernández, J. M.                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>CAMPAÑAS DE MEDIDA PARA LA IDENTIFICACIÓN DE LOS PUESTOS DE TRABAJO DEL ÁMBITO SANITARIO Y DE INVESTIGACIÓN SUSCEPTIBLES DE RECIBIR DOSIS ANUALES EN CRISTALINO SUPERIORES A 6 MSV</b>                                                                                             | 250 |
| Ginjaume, M.; Sánchez Casanueva, R.; Torras, A.; Vañó Carruana, E.; Fernández Soto, J. M.; Roig Costa, M.; Tormo Heras, M. L.; Duch Guillen, M. A.                                                                                                                                    |     |
| <b>ANÁLISIS Y RESULTADOS DE UNA ENCUESTA NACIONAL SOBRE SEGURIDAD DEL PACIENTE</b>                                                                                                                                                                                                    | 251 |
| Pinto Monedero, M.; Santos Serra, A.; Jornet Sala, N.; Prieto Martín, C.; Rot, M. J.; Saldaña Gutiérrez, P.; Moreno Saiz, C.; Beltrán Vilagrasa, M.                                                                                                                                   |     |
| <b>IMPLEMENTACIÓN Y PUESTA EN MARCHA DE LA PRIMERA FASE DEL BANCO NACIONAL DE DOSIS A PACIENTE</b>                                                                                                                                                                                    | 253 |
| Gracia Ochoa, M.; Catret Mascarell, J. V.; Abad Mocholí, D.; Montaner Alemany, A.; Sánchez Relucio, J. C.; Pamos Navas, J. L.; Bosch Morell, A. M.; Alegre Gómez, A.                                                                                                                  |     |
| <b>ANÁLISIS MODO DE FALLO EFECTOS PARA EL USO DE SGRT EN TRATAMIENTOS DE SRS</b>                                                                                                                                                                                                      | 254 |
| Sánchez Rubio, P.; Pinto Monedero, M.; Rodríguez Romero, R.; Isabel Santos, C.; Martínez Ortega, J.                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>IMPACTO DEL USO DE HACES SIN FILTRO EN EL BLINDAJE</b>                                                                                                                                                                                                                             | 256 |
| Ruiz Manrique, C.; Arroyo Sánchez, C.; Pérez González, M. A.; Fernández Benítez, M.; Martín Viera Cueto, J. A.; Bodineau Gil, C.                                                                                                                                                      |     |
| <b>VERIFICACIÓN DE DETECTORES DE NEUTRONES EN UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                    | 258 |
| Martínez Francés, E.; Morán Velasco, V.; Soria Ruiz-Ogarrio, L.; Cuenca Bandín, T.; Martí Climent, J. M.                                                                                                                                                                              |     |
| <b>CARACTERIZACIÓN DE NIVELES DE RADIACIÓN DENTRO DE LA SALA PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA SUPERFICIAL CON EL EQUIPO AXENT (XOFT)</b>                                                                                                                                             | 259 |
| Benito García, J. C.; Fernández Lara, F. A.; Martín Rincón, C.; Agüera Rodríguez, R.; Tenllado Baena, E.; Granado Alonso, L.; Ramos Pachó, J. A.; García Repiso, S.; Álvarez Pérez, J. M.; Escobar Corominas, J.; Hernández Rodríguez, J.; Montes Fuentes, C.; Gómez Llorente, P. L.  |     |
| <b>FOMENTANDO LA CULTURA DE SEGURIDAD DEL PACIENTE EN ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA</b>                                                                                                                                                                                                     | 261 |
| Medina Céspedes, M. D.; Bayón Llera, J.; Eugui Martínez, R.; Polo Cezón, R.; De las Peñas Cabrera, M.; Calvente Ruiz, M.; Segura Arribas, S.; Rodríguez de la Peña, J.; Jiménez González, J. M.                                                                                       |     |
| <b>MAPEADO COMPLETO DE LOS FACTORES DE TRASMISIÓN DE UNA INSTALACIÓN PET CON EXCEL</b>                                                                                                                                                                                                | 264 |
| Miguel Pérez, D.; Hurtado Romero, A. E.; Donis Gil, S.; del Castillo Belmonte, A.; de Frutos Baraja, J. M.; Villar Vazquez, C.; Agulla Otero, M.; Ruiz Aznar, M.; Anton García, D.; Torres Cabrera, R.; Alonso Hernandez, D.; Soto Angoña, R.; Andres Rodriguez, C.; Pena vaquero, S. |     |
| <b>ESTUDIO DE LOS NIVELES DE ACTIVACIÓN DE UN EQUIPO DE PROTONTERAPIA CON SINCROTRÓN</b>                                                                                                                                                                                              | 266 |
| Morán Velasco, V.; Martínez Francés, E.; Cuenca Bandín, T.; Soria Ruiz-Ogarrio, L.; Irazola Rosales, L.; Martí Climent, J.                                                                                                                                                            |     |
| <b>MEDIDA DE LA DOSIS AMBIENTAL NEUTRÓNICA Y GAMMA EN LA SALA DE TRATAMIENTO DE UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA: IDONEIDAD DE DISTINTOS DETECTORES</b>                                                                                                                               | 268 |
| Martínez Francés, E.; Morán Velasco, V.; Cuenca Bandín, T.; Soria Ruiz-Ogarrio, L.; Aguilar Redondo, P. B.; Martí Climent, J. M.                                                                                                                                                      |     |
| <b>MAPA DE RIESGO DE PROCESO DE TRATAMIENTO AMBULATORIO DE I131 EN MEDICINA NUCLEAR</b>                                                                                                                                                                                               | 269 |
| Angulo Pain, E.; Castro Ramírez, I.; Granado, J. M.; Piñero Ramírez, M. L.; Pajares Vinardell, M.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                                              |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO</b>                                                                                                                                                                   |     |
| <b>VERIFICACIÓN EXPERIMENTAL DE ESTIMACIONES DOSIS PIEL CALCULADAS A TRAVÉS DEL INFORME ESTRUCTURADO DE DOSIS DICOM MEDIANTE OSLD.</b>                                                                                                                                                | 272 |
| Serrano Cuesta, M.; Sánchez Casanueva, R.; Córdoba Gómez, D. P.; Fernández Soto, J. M.                                                                                                                                                                                                |     |
| <b>SIMULACIÓN POR MONTE CARLO DE LA MEDIDA DE I131 EN TIROIDES CON LOS NUEVOS DETECTORES BE GE DE CIEMAT</b>                                                                                                                                                                          | 274 |
| Moraleda Chaves, M.; Gomez-Ros, J. M.; Navarro, J. F.; Lopez, M. A.; Perez, B.                                                                                                                                                                                                        |     |

|                                                                                                                                                                                                                                           |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>MODELO COMPUTACIONAL DE ESPECTROS DE RX Y DE CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN</b>                                                                                                                                                      | 275 |
| Gañán Mora, A.; Serrano Cuesta, M.; Sanchez Casanueva, R.; Fernández Soto, J. M.                                                                                                                                                          |     |
| <b>APLICACIÓN DEL CÓDIGO DE SIMULACIÓN MONTE CARLO PYMCGPU-IR EN DOSIMETRÍA OCUPACIONAL: EVALUACIÓN EN CASOS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA</b>                                                                                           | 276 |
| García Balcaza, V.; O'Connor, U.; Badal Soler, A.; Von Barnekow, A.; Camp Brunes, A.; Duch Guillen, M. A.; Ginjaume Egidio, M.                                                                                                            |     |
| <b>IMPLEMENTACIÓN DEL TRANSPORTE DE RADIACIÓN EN MALLAS TRIANGULARES EN PENRED</b>                                                                                                                                                        | 277 |
| Giménez Alventosa, V.; Oliver Gil, S.                                                                                                                                                                                                     |     |
| <b>NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS Y PLASMÓNICAS COMO AGENTES ANTITUMORALES EN RADIOTERAPIA NO IONIZANTE</b>                                                                                                                                    | 278 |
| García Ovejero, J.; Egea-Benavente, D.; Morales, M. D. P.; Barber, D.                                                                                                                                                                     |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)</b>                                                                                                                |     |
| <b>CLASIFICACIÓN DE ADENOMAS SUPRARRENALES MEDIANTE UN MODELO RADIÓMICO</b>                                                                                                                                                               | 280 |
| Prieto, D.; Gómez-Bermejo, M.; Canales, E.; García, E.; García, R.; Cámara, M.; Galiano, P.; Chillida Rey, R.; Williamson, S.; Béjar, M. J.; Capuz, B.; García, J. D.; Moris, R.; Colmenares, R.; Sevillano, D.; Blázquez, J.; García, F. |     |
| <b>ENTORNO AUTOMATIZADO BASADO EN MICRO-CT PARA LA EVALUACIÓN DEL AJUSTE DE MUESTRAS COMPUESTAS: APLICACIÓN A PUENTE DENTALES SOBRE IMPLANTES</b>                                                                                         | 282 |
| Belarra Rodríguez, A.; Cascos Sánchez, R.; Hernández Girón, I.; Gómez Polo, M.; Chevalier del Río, M.                                                                                                                                     |     |
| <b>DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA DE PRECISIÓN PARA LA DETECCIÓN MEDIANTE MICRO-CT DE BIOMATERIALES DE FIBROÍNA IMPLANTADOS EN EL TEJIDO CEREBRAL</b>                                                                                      | 284 |
| Belarra Rodríguez, A.; Yonesi, M.; Guinea Tortuero, G. V.; Gómez Nieto, D.; Chevalier del Río, M.                                                                                                                                         |     |
| <b>SIMULTANEOUS POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY AND ULTRAFAST ULTRASOUND FOR MOLECULAR, ANATOMICAL AND FUNCTIONAL IMAGING</b>                                                                                                                | 286 |
| Pérez-Liva, M.; Mansouri, N.; Zenteno, O.; Balvay, D.; Viel, T.; Yoganathan, T.; Facchin, C.; L. Herraiz, J.; Tavitian, B.                                                                                                                |     |
| <b>IMÁGENES DE CONTRASTE DE FASE UTILIZANDO UN INTERFERÓMETRO DE TALBOT-LAU</b>                                                                                                                                                           | 288 |
| Sánchez Lara, V.; García Pinto, D.; Chevalier del Río, M.                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RADIOBIOLOGÍA</b>                                                                                                                                                                                                       |     |
| <b>ESTIMACIÓN DE PARÁMETROS RADIOBIOLÓGICOS EN EL CÁNCER DE MAMA</b>                                                                                                                                                                      | 290 |
| Ruiz Manrique, C.; Martín Viera Cueto, J. A.; Navarro Guirado, F.; Moral Sánchez, S. C.; Fernández Romero, J. J.; Casado Villalón, F. J.                                                                                                  |     |
| <b>MINAS TIRITH : UNA HERRAMIENTA DE MODELIZACIÓN DE LA TOPOLOGÍA DE DAÑOS AL ADN PROVOCADOS POR LA IRRADIACIÓN EN UNA POBLACIÓN CELULAR</b>                                                                                              | 292 |
| Thibaut, Y.; Arce Dubois, P.; Villagrasa Cantón, C.; Perrot, Y.; Chamorro Claver, N.                                                                                                                                                      |     |
| <b>CALCULATION OF DOMAIN RADIUS IN THE FRAMEWORK OF MKM FOR DIFFERENT CELL LINES BASED ON IN VITRO EXPERIMENTS</b>                                                                                                                        | 293 |
| Suárez García, D.; Cortés Giraldo, M. A.; Bertolet Reina, A.                                                                                                                                                                              |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA</b>                                                                                                                                                                               |     |
| <b>PRECISIÓN EN LA CUANTIFICACIÓN VOLUMÉTRICA DE ESTRUCTURAS CEREBRALES Y SU DEPENDENCIA CON LOS PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN</b>                                                                                                            | 294 |
| Lusa Agüero, T.; Chabert, S.; Veloz, A.                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: LEGISLACIÓN Y ASPECTOS SOCIALES</b>                                                                                                                                                                                     |     |
| <b>DOCUMENTACIÓN DEL PROCESO DE AUTORIZACIÓN DE UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA</b>                                                                                                                                                      | 296 |
| Soria Ruiz-Ogarrio, L.; Morán Velasco, V.; Martínez Francés, E.; Martí Climent, J. M.                                                                                                                                                     |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: EDUCACIÓN Y FORMACIÓN</b>                                                                                                                                                                                               |     |
| <b>PORTAL EDUCATIVO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. NUEVO CONVENIO DE COLABORACIÓN ENTRE CSN Y CIEMAT</b>                                                                                                                                      | 298 |
| Llorente Herranz, C.; Fernández Sánchez, J.; López del Pra, C.; Villarroel González-Elípe, R.; González Álvarez, I.; González Ruiz, P.; Pinos Cabezas, M. J.                                                                              |     |
| <b>EL CÓDIGO DE SIMULACIÓN LEGPY COMO HERRAMIENTA DE APOYO PARA LA FORMACIÓN EN RADIOFÍSICA</b>                                                                                                                                           | 299 |
| Moya Zamanillo, V.; Arqueros Martínez, F.; Sevillano Martínez, D.; Rodríguez Rodríguez, C.; Rosado Vélez, J.                                                                                                                              |     |
| <b>PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LAS REDES SOCIALES 10 AÑOS DE EXPERIENCIA</b>                                                                                                                                                                | 300 |
| Medina Gironzini, E.                                                                                                                                                                                                                      |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>¿PUEDE CHAT-GPT-3 APROBAR UNA LICENCIA/ACREDITACIÓN DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR?</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 301 |
| Saéz Beltrán, M.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; Plaza Núñez, R.; Gómez Hinojal, L.; García Martín, A.; Aznar Durán, A.; Serrano Sanz, A. I.; Sánchez López, R.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Herrero Manso, P.; Marina Martínez, A.; Gómez Romero, S.; de la Monja Rey, P.; Mínguez Aguilar, C.; Martínez Valdivia, J. L.; Luengo Jiménez, J.; Príncipe Martínez, L. |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: CULTURA DE SEGURIDAD</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>MONITORIZACIÓN DE LAS MODIFICACIONES REALIZADAS DURANTE LA REVISIÓN DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 303 |
| Leo Martínez, F. M.; Perez-Alija, J.; García Apellaniz, N.; Tejedor Aguilar, N.; Anson Marcos, C.; Gallego Franco, P.; Barceló Pages, M.; Ruiz Martínez, A.; Vivancos Bargalló, H.; Domínguez Perea, A.; Carrasco de Fez, P.; Jornet Sala, N.                                                                                                                                                        |     |
| <b>FORTALECIMIENTO DE LA SEGURIDAD Y PROTECCION RADIOLOGICA EN INSTALACIONES RADIATIVAS DE GAMMAGRAFÍA INDUSTRIAL. FORO DE PROTECCION RADIOLOGICA EN LA INDUSTRIA</b>                                                                                                                                                                                                                                | 304 |
| Sánchez-Cervera Huerta, S.; Aguado Molina, D.; Tamayo Tamayo, B.; Alfonso Nicolás, B.; Villanueva Delgado, I.                                                                                                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>COMUNICACIONES POSTERS</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 306 |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: CONTROL DE CALIDAD EN MN</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>AUTOMATIZACIÓN DE LOS CONTROLES DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 307 |
| Baeza Monedero, C. J.; Gallego Castro, M.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |     |
| <b>ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DEL CONTROL DE CALIDAD PRETRATAMIENTO UTILIZANDO TRES PROCEDIMIENTOS DIFERENTES</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 308 |
| Berenguer Serrano, R.; de la Vara Olivas, V.; Monasor Denia, P.; Rivera Giménez, M.; Núñez Quintanilla, A. T.; Villas Sánchez, M. V.; Sabater Martí, S.                                                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>INTERVALOS DE CONFIANZA PARA LA DOSIMETRÍA IN-VIVO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 310 |
| Williamson, S.; Cámara Gallego, M.; García, J. D.; Colmenares Fernández, R.; Capuz Suárez, A. B.; Béjar, M. J.; Sevillano Martínez, D.; Morís Pablos, R.; García Vicente, F.; Prieto Morán, D.; Galiano Fernández, P.; Chillida Rey, R.                                                                                                                                                              |     |
| <b>ANÁLISIS DE PUNTOS DE CÁLCULO DE DOSIS EN MU2NET PARA TRATAMIENTOS VMAT DE COMPRESIONES MEDULARES</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 313 |
| González Rodríguez, A.; Jiménez Puertas, S.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>ESTUDIO DE PUNTOS FRÍOS Y CALIENTES DEL ANÁLISIS VOLUMÉTRICO GAMMA EN TRATAMIENTOS VMAT CON OCTAVIUS 4D</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 314 |
| González Rodríguez, A.; Jiménez Puertas, S.; Sanchez Casi, M.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>IMPACTO DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL EN LA VERIFICACIÓN PRE- TRATAMIENTO CON ANÁLISIS GAMMA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 316 |
| González Rodríguez, A.; Jiménez Puertas, S.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>ANÁLISIS DEL UMBRAL DE ACEPTACIÓN DEL PROGRAMA DE CÁLCULO DE DOSIS SECUNDARIO MU2NET EN TRATAMIENTOS VMAT</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                     | 318 |
| González Rodríguez, A.; Jiménez Puertas, S.; Castro Moreno, R.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |     |
| <b>ANÁLISIS RETROSPECTIVO DE LA VERIFICACIÓN DE PLANES DE SRS Y SBRT CON UNA CÁMARA NANORAZOR</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 319 |
| García Romero, A.; Ortega Pardina, P.; Castán Guerrero, C.; González Lizárraga, I.; Vera Tena, D.; Calvo Carrillo, S.; Barranco López, A.; Gómez González, N.                                                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>COMPARACIÓN ENTRE LOS SISTEMAS DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA ARCCHECK Y SUNCHECK</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 322 |
| Ontiveros Fernández, A. I.; Guirado Llorente, D.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |     |
| <b>TRATAMIENTO CUTÁNEO DE SARCOMA DE KAPOSÍ EN UNA PIERNA CON BOOST INTEGRADO EN LESIONES</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 324 |
| Martín Veganzones, M.; Valverde-Pascual, I.; Gallardo Rodríguez, N.; Perez Azorín, J. F.; Alicibar- Arechuluaga Artaza, C.; Ortiz de Zarate Vivanco, R.; García Escobedo, J.; Cacicedo Fernández de Bobadilla, J.; Espinosa Sola, J. M.                                                                                                                                                              |     |
| <b>DOSIMETRÍA IN VIVO: PRIMEROS HALLAZGOS EN LA PRÁCTICA CLÍNICA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 327 |
| Galiano Fernández, P.; García Fuentes, J. D.; Colmenares Fernández, R.; Williamson Puente, S.; García- Vicente, F.; Cámara Gallego, M.; Capuz Suárez, B.; Sevillano Martínez, D.; Morís Pablos, R.; Chillida Rey, R.; Béjar Navarro, M. J.; Prieto Morán, D.                                                                                                                                         |     |
| <b>¿ES NECESARIO INCREMENTAR EL MUESTREO DE LA TABLA DE FACTORES DE CAMPO PARA MEJORAR LA EXACTITUD DEL MODELADO DEL ALGORITMO ACUROS XB?</b>                                                                                                                                                                                                                                                        | 329 |
| Conles Picos, I.; Aparicio Martín, A. R.; Cesteros Morante, M. J.; Antón García, D.; Barrio Lazo, F.                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>LAS SIMULACIONES MC EN LAS VERIFICACIONES PRETRATAMIENTO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | 330 |
| Pizarro Trigo, F.; Martín Albina, M. L.; Morillas Ruiz, J.; Núñez Martínez, L.; Sánchez Jiménez, J.; Bengoechea Álvaro, D.; Cepas Arroyo, T.; Pérez Urbón, I.; Zaballos Carrera, S.                                                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>CÁLCULO DEL TEST GAMMA USANDO MODELOS MACHINE LEARNING</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 333 |
| Honorato Hernández, S.; Castro Tejero, P.; Hernández González, D.; Roch González, M.; Chamorro Serrano, P.; Simón de Blas, R.                                                                                                                                                                                                                                                                        |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>VERIFICACIONES EXTERNAS EN DOSIMETRIA RELATIVA 3D MEDIANTE UN MAQUINI ANTROPOMORFO PERSONALIZADO PARA RADIOCIRUGIA</b>                                                                                                                                                                                        | 334 |
| Garcia Baltar, J. A.; Sedano Ferreras, P.; Vicente Hernandez, F. J.                                                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>COMPARACIÓN DE QA DE PACIENTES ENTRE OCTAVIUS DETECTOR 1600SRS, OCTAVIUS DETECTOR 1500 Y OCTAVIUS DETECTOR 1000SRS</b>                                                                                                                                                                                        | 336 |
| Velasco Fernández, C.; Mosquera Cereijo, I.; Lusa Agüero, T.; Gómez Pardos, R.; Bonaque Alandi, J.; Bañó Agulló, N.; López Ordóñez, M.; Peña Zamorano, E.                                                                                                                                                        |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LA INFLUENCIA EN EL CT DE PLANIFICACIÓN Y EN LA DOSIMETRÍA DE DIFERENTES SISTEMAS DE INMOVILIZACIÓN DEL PACIENTE PARA TRATAMIENTOS DE SBRT</b>                                                                                                                                                  | 338 |
| Candón González, C. L.; Rodríguez Rodríguez, C.; Jiménez López, M. D. P.; Vázquez Camello, V.; Cantarero Valenzuela, N.; López Fernández, A.                                                                                                                                                                     |     |
| <b>ESTIMACIÓN DEL CAMPO DE CALIBRACIÓN PARA VERIFICACIONES VMAT MEDIANTE UN SCRIPT EN PYTHON</b>                                                                                                                                                                                                                 | 339 |
| De la Llana, V.; Mañeru, F.; Bragado, L.; Fuentemilla, N.; Pellejero, S.; Ronda, S.; Perez, F.; Lamaison, M.; Fernandez, A.; Caudepon, F.; Miquelez, S.                                                                                                                                                          |     |
| <b>EVALUACIÓN DE UN DOSÍMETRO DE CENTELLEO PLÁSTICO PARA LA DOSIMETRÍA IN VIVO DURANTE LA ADMINISTRACIÓN SIMULTÁNEA DE RADIACIÓN Y OBTENCIÓN DE IMÁGENES POR RM EN UN ELEKTA UNITY</b>                                                                                                                           | 342 |
| Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; García Riñón, D.; Feijoo, M.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>INFLUENCIA DEL TAMAÑO DE CAMPO Y LA TASA DE DOSIS EN EL CONTROL DE CALIDAD ESPECÍFICO DEL PACIENTE DE RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                        | 343 |
| De la Llana, V.; Bragado, L.; Mañeru, F.; Fuentemilla, N.; Pellejero, S.; Lamaison, M.; Ronda, S.; Perez, F.; Caudepon, F.; Miquelez, S.; Fernandez, A.                                                                                                                                                          |     |
| <b>ESTUDIO DE LA DEFINICIÓN DE LOS ARCOS EN EL TRATAMIENTO DE MAMA MEDIANTE VMAT</b>                                                                                                                                                                                                                             | 345 |
| Calatayud Jordán, J. M.; Carmona Meseguer, V.; Gimeno Olmos, J.; Ruiz Rodríguez, J. C.; Lliso Valverde, F.; Pérez Calatayud, J.                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>VALIDACIÓN DE UN SISTEMA BASADO EN EPID PARA CONTROL DE CALIDAD PRETRATAMIENTO</b>                                                                                                                                                                                                                            | 347 |
| Penedo Cobos, J. M.; Gomez Tejedor Alonso, S.; Rincón Pérez, M.; García Castejón, M. A.; Martínez Felipe, A.; Morcillo Garcia, A. B.; Azinovic Gamó, I.                                                                                                                                                          |     |
| <b>DOSIMETRIA IN VIVO EN TRATAMIENTOS DE ORL. NUESTRA EXPERIENCIA</b>                                                                                                                                                                                                                                            | 347 |
| Penedo Cobos, J. M.; Morcillo García, A. B.; Rincón Pérez, M.; Gomez Tejedor Alonso, S.; Martínez Felipe, A.; Garcia Castejón, M. A.; Azinovic Gamó, I.                                                                                                                                                          |     |
| <b>CALIBRACIÓN DINÁMICA DEL INCLINÓMETRO DEL OCTAVIUS 4D</b>                                                                                                                                                                                                                                                     | 348 |
| Cons Pérez, N.; Reigosa Montes, S.; Rodríguez Fernández, A.; García Pazos, M.                                                                                                                                                                                                                                    |     |
| <b>VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO MEDIANTE LA PLATAFORMA SUNCHECK DE SUN NUCLEAR CORPORATION: PRIMEROS PASOS CON LA HERRAMIENTA "FRACTION O" PARA PRÓSTATA</b>                                                                                                                                                     | 351 |
| Forner Forner, A.; Clemente Gutiérrez, F.; Navarro Ibarra, C. A.; Díez Gallego, M. Á.; Merino Gestoso, J. Á.; Solís Preciado, N.; Chapel Gómez, M. L.; Fonseca Silés, Á.; Fustes Sanjuan, M. D. L. M.; Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S.; Castro Rizos, I.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Hortelano Domínguez, A. M. |     |
| <b>IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO DE IMAGEN PORTAL (EPID) PARA VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO</b>                                                                                                                                                                                          | 352 |
| González Amorós, L. E.; de Marco Blancas, N.; Mingarro Carceller, J.; Quirós Higuera, J. D.; Juan Senabre, X. J.; Santos Serra, A.                                                                                                                                                                               |     |
| <b>APLICACIÓN DE SOLUCIONES DE CLASE PARA VERIFICAR TRATAMIENTOS DE IMRT Y VMAT EN HALCYON</b>                                                                                                                                                                                                                   | 355 |
| Varó Curbelo, A.; Campos Doménech, A.; Oliver Tapias, A.; Sanchez Artuñedo, D.; Beltran Vilagrasa, M.                                                                                                                                                                                                            |     |
| <b>EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DEL PROCESO DE RECONSTRUCCIÓN Y CÁLCULO INDEPENDIENTE CON EL SISTEMA COMPASS</b>                                                                                                                                                                                                       | 357 |
| Benito García, J. C.; Ramos Pacho, J. A.; Agüera Rodríguez, R.; Tenllado Baena, E.; Fernández Lara, Á. A.; Granado Alonso, L.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Escobar Corominas, I.; Álvarez Pérez, J. M.; Montes Fuentes, C.; Martín Rincón, C.                                                    |     |
| <b>ESTUDIO DE CORRELACIÓN ENTRE SISTEMA DE DOSIMETRÍA PORTAL EPIBEAM Y ARRAY DE DETECTORES ARCCHECK</b>                                                                                                                                                                                                          | 359 |
| Cano Iglesias, E.; Torres Sánchez, J.; Benítez Villegas, E. M.                                                                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DEL PROCESO DE RECONSTRUCCIÓN CON EL SISTEMA VERISOFT-OCTAVIUS 4D DE PTW</b>                                                                                                                                                                                                           | 361 |
| Benito García, J. C.; Ramos Pacho, J. A.; Agüera Rodríguez, R.; Tenllado Baena, E.; Granado Alonso, L.; Fernández Lara, ? A.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Escobar Corominas, I.; Álvarez Pérez, J. M.; Montes Fuentes, C.; Martín Rincón, C.                                                     |     |
| <b>EVALUACIÓN DEL SISTEMA QA ARCCHECK PARA TOMOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                       | 363 |
| Yang, G.; Mínguez Aguilar, C.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Sáez Beltrán, M.; Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Plaza Núñez, R.; de la Monja Rey, P.; Martínez Valdivia, J. L.; Sánchez López, R.                                                                                              |     |
| <b>COMPARACIÓN DE DOS ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS: VERIFICACIONES PRETRATAMIENTO</b>                                                                                                                                                                                                                          | 365 |
| Macías Castillo, M. J.; Trinidad Fernández, M. J.; Rodríguez Alarcón, C.; Almendral Manzano, P.; Llamas Martinez, P.; Carrasco, D.                                                                                                                                                                               |     |
| <b>EVALUACIÓN DEL EFECTO DOSIMÉTRICO DEL CONTORNO DE LA MÁSCARA TERMOPLÁSTICA EN DOS SISTEMAS DE CÁLCULO SECUNDARIO INDEPENDIENTE</b>                                                                                                                                                                            | 366 |
| Suárez Álvarez, N.; Hierro Rivero, A.; Sánchez Ruipérez, J.; Villalón Arias, C.; Herrero Rojas, J.; Fernández García, J.; Peinado Montes, M. ?                                                                                                                                                                   |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                            |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DEL TAMAÑO DE ANCHO MÍNIMO DEL SEGMENTO EN EL CONTROL DE CALIDAD DE TRATAMIENTOS DE MAMA VMAT</b>                                                                                                                                              | 367 |
| Martínez Sánchez, M.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; García Riñón, D.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.; Plaza Nuñez, R.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Martínez Valdivia, J. L.; Sánchez López, R. L.                                                     |     |
| <b>DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA GUIADA POR IMAGEN CON TOMOGRAFÍA DE HAZ CÓNICO</b>                                                                                                                                                                                      | 368 |
| San José Olmedo, D.; Fernández Cerezo, S.; Díaz Aviñó, C.; Hierro Rivero, A.; Villacé Gallego, A.; Rodríguez Latorre, D.; Crelgo, D.; Sánchez Ruipérez, J.; Martín Sánchez, Z.; Sánchez Galiano, P.; García Balsa, Á.                                                      |     |
| <b>ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE DISTINTAS MÉTRICAS DE CALIDAD EN LA EVALUACIÓN DE PLANES DE RADIOTERAPIA CRANEAL</b>                                                                                                                                                            | 372 |
| Villacé Gallego, A. J.; Hierro Rivero, A.; Sánchez Ruipérez, J.; Crelgo Alonso, D.; Martín Rodríguez, Z.; Fernández Cerezo, S.; Rodríguez Latorre, D.; García Balsa, Á.; Díaz Aviñó, C.; San José Olmedo, D.; Sánchez Galiano, P.; Fernández García, J.                    |     |
| <b>FILMQAP UNA APLICACIÓN PÚBLICA EN LA NUBE PARA REALIZAR DOSIMETRÍA RADIOCRÓMICA MEDIANTE UN PROTOCOLO DE DIGITALIZACIÓN ÚNICA</b>                                                                                                                                       | 374 |
| Rodríguez Rodríguez, C.; López Fernández, A.; Jimenez Lopez, M. D. P.; Candon Gonzalez, C. L.; García Pinto, D.                                                                                                                                                            |     |
| <b>COMPARACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE DOSIS CON LOS SISTEMAS VERISOFT DE PTW Y COMPASS DE IBA DOSIMETRY</b>                                                                                                                                                               | 376 |
| Benito García, J. C.; Ramos Pachó, J. A.; Agüera Rodríguez, R.; Granado Alonso, L.; Tenllado Baena, E.; Fernández Lara, Á. A.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Álvarez Pérez, J. M.; Escobar Corominas, I.; Montes Fuentes, C.; Martín Rincón, C.              |     |
| <b>VALIDACIÓN DE UN SISTEMA DE CÁLCULO INDEPENDIENTE EN UN ACELERADOR HALCYON</b>                                                                                                                                                                                          | 378 |
| Navarro-Palomas, P.; Pié-Padró, S.; Sánchez-Artuñedo, D.                                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>VALIDACIÓN DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO CON SIMULACIONES MONTE CARLO Y MEDIDAS CON CÁMARA DE IONIZACIÓN</b>                                                                                                                                                 | 380 |
| Sánchez-Artuñedo, D.; Pié-Padró, S.; Hermida-López, M.; Duch-Guilen, M. A.; Beltran-Vilagrasa, M.                                                                                                                                                                          |     |
| <b>HISTOGRAMAS DE DOSIS-VOLUMEN PARA EL TRATAMIENTO FINAL CON VELOCITY PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EN UN ELEKTA UNITY</b>                                                                                                                                            | 382 |
| Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Plaza Nuñez, R.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                               |     |
| <b>COMPARATIVA DE LA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE SBRT MEDIANTE ARCCHECK Y PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS</b>                                                                                                                                                                  | 384 |
| Sasian Cagigas, R.; Vicent Granado, D.; Pérez Pavón, J.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                                                                             |     |
| <b>IMPACTO DOSIMÉTRICO DE LA DISMINUCIÓN DEL PASSING RATE DE LAS IMÁGENES DE TRÁNSITO EN TRATAMIENTOS DE MAMA CON IMRT</b>                                                                                                                                                 | 385 |
| Sánchez Artuñedo, D.; Reyes-López, V.; Granado-Carrasco, R.; Beltran-Vilagrasa, M.; Duch Guillen, M. A.; Hermida López, M.                                                                                                                                                 |     |
| <b>COMPARATIVA DE LAS VERIFICACIONES OBTENIDAS POR EL SOFTWARE VERIQ Y LAS MEDICIONES DOSIMÉTRICAS PARA TRATAMIENTOS VMAT DE PRÓSTATA</b>                                                                                                                                  | 387 |
| González Alcantud, I.; Díaz Martín, D.; Sampayo Muñoz, A.; Jimenez Vegas, D.; Portas Ferradás, B. C.; Niebla Piñero, A.; Alonso Alonso, S.; Álamo Jerez, D.                                                                                                                |     |
| <b>ES LA TÉCNICA STEP&amp;SHOOT UNA LIMITACIÓN PARA EL ELEKTA UNITY?</b>                                                                                                                                                                                                   | 389 |
| Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Plaza Nuñez, R.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Martínez Valdivia, J. L.; Sánchez López, R.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.                                                        |     |
| <b>COMPARACIÓN RETROSPECTIVA DE DOSIMETRÍAS DE OROFARINGE PLANIFICADAS CON IMRT, VMAT Y VMAT CON RAPIDPLAN</b>                                                                                                                                                             | 391 |
| Pino Sorroche, F.; Sancho Kolster, I.; Modolell Farré, I.; Picón Olmos, C.                                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>COMPARACIÓN DE DOS SISTEMAS DOSIMÉTRICOS PARA REALIZAR UN TEST END-TO-END</b>                                                                                                                                                                                           | 392 |
| García Hernández, M. J.; Soza Marañón, Á.; García Agrela, I.; Megías Ruiz, J. M.; García Ovejero, J.                                                                                                                                                                       |     |
| <b>ANÁLISIS DE DATOS OBTENIDOS CON EL SOFTWARE DOSECHECK PARA CONTROL DE CALIDAD DE LOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                      | 394 |
| Alonso Muriedas, J.; Beldarrain Portugal, J.; Bruzos López, D.; Camacho de la Vega, G.; Reguilón Martín, A.; Gutiérrez Ruiz, M.; Astudillo Olalla, R.; Fabregat Borrás, R.; Gómez Enríquez, F.; Albendea Roch, J.; Pinto Guevara, F.; García Lamela, M.; Ruiz Arrebola, S. |     |
| <b>REPERCUSIÓN DE LA CURVA DE CALIBRACIÓN SOBRE EL CÁLCULO DE DISTRIBUCIONES DOSIMÉTRICAS Y ALGORITMO DIRECTDENSITY</b>                                                                                                                                                    | 395 |
| Ponce Navarro, F. J.; Ariño Oliver, J.; Lara Aristimuño, I.; Artigues Pedrola, M.                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EN FETO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA DE PACIENTES GESTANTES</b>                                                                                                                                                                       | 398 |
| Soza Marañón, Á.; Gómez Cores, S.; García Hernández, M. J.                                                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN EL EQUIPO IORT-50</b>                                                                                                                                                                                                                          | 399 |
| Fernández Belmonte, F.; Díaz Calzadilla, P.; Garrido Bretón, C.                                                                                                                                                                                                            |     |



## ÁREA TEMÁTICA: PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS

|                                                                                                                                                                                                    |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS DE MAMA CON TÉCNICAS IMRT Y VMAT EN EL COMPLEJO HOSPITALARIO UNIVERSITARIO DE CARTAGENA</b>                                                             | 402 |
| Martínez Albaladejo, M.; Suárez Arteaga, J.; Puchades Puchades, V.; Ramos Amores, D.; Serna Berná, A.                                                                                              |     |
| <b>ESTUDIO SOBRE RADIOTERAPIA HOLOCRAANEAL CON PROTECCIÓN DE HIPOCAMPOS USANDO VARIAN HYPERARC</b>                                                                                                 | 404 |
| Martínez Albaladejo, M.; Puchades Puchades, V.; Suárez Arteaga, J.; Ramos Amores, D.; Serna Berná, A.                                                                                              |     |
| <b>PROTONES Y RADIOTERAPIA CONVENCIONAL: UNA SINERGIA</b>                                                                                                                                          | 407 |
| Cerrón, F.; Pérez, J. M.; Castro, J.; Vera, J. A.; Canals, E.; Lorenzo, I.; Mazal, A.                                                                                                              |     |
| <b>PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO DE MAMA BILATERAL CON VMAT USANDO LA HERRAMIENTA “AVOIDANCE STRUCTURES” (ECLIPSE)</b>                                                                              | 408 |
| Gil López, C.; González Vicente, A.; Alomar Payeras, M.; Marí Palacios, A.; Font Gelabert, J. C.                                                                                                   |     |
| <b>EVALUACIÓN DE DIFERENTES ESTRATEGIAS DE PLANIFICACIÓN DE PACIENTES CON PRÓTESIS DE CADERA EN RADIOTERAPIA</b>                                                                                   | 410 |
| Gil López, C.; Alomar Payeras, M.; González Vicente, A.; Marí Palacios, A.; Font Gelabert, J. C.                                                                                                   |     |
| <b>INFLUENCIA DE LA SEGMENTACIÓN DE CAMPOS EN LA DOSIMETRÍA CLÍNICA DE TRATAMIENTOS DE MAMA IZQUIERDA</b>                                                                                          | 411 |
| Núñez Cumplido, E. J.; Garrido Bretón, C.; Sabín San Julián, C.                                                                                                                                    |     |
| <b>DISEÑO Y EVALUACIÓN DE UNA TÉCNICA HÍBRIDA DE TRATAMIENTO PARA MAMAS IZQUIERDAS COMPLETAS EN RESPIRACIÓN LIBRE EN PINNACLE 16 PARA UN VARIAN TRUEBEAM</b>                                       | 413 |
| Suarez Gomez, S.; Sanchez Rodríguez, A.; Rodríguez Cano, C. D. L. A.; Fernández Ruano, I.                                                                                                          |     |
| <b>ESTADO DEL ARTE EN TÉCNICAS HÍBRIDAS DE PLANIFICACIÓN DE MAMA. DISEÑO Y EVALUACIÓN DE TÉCNICA HÍBRIDA EN TRATAMIENTOS DE MAMA DERECHA EN PINNACLE 16</b>                                        | 414 |
| Suarez Gomez, S.; Fernández Ruano, I.; Rodríguez Cano, C. D. L. A.; Sanchez Rodríguez, A.                                                                                                          |     |
| <b>COMPARATIVA ENTRE MODOS DE OPTIMIZACIÓN EN TRATAMIENTOS VMAT DE PULMÓN: PARETO Y CONSTRAINED</b>                                                                                                | 415 |
| Jiménez Puertas, S.; González Rodríguez, A.                                                                                                                                                        |     |
| <b>EVOLUCIÓN DE LOS TRATAMIENTOS RADIOTERÁPICOS DE CÁNCER DE MAMA Y CÁNCER DE PRÓSTATA EN UN CENTRO HOSPITALARIO 2018-2021. INFLUENCIA DEL COVID-19</b>                                            | 417 |
| Lozares Cordero, S.; Villa Gazulla, D.; Latorre Garcés, V.; Castro, R.; Sánchez, M.; González, A.; Díez Chamorro, J.; Hernández Hernández, M.                                                      |     |
| <b>ANÁLISIS DEL PARÁMETRO FLUENCE SMOOTHING DURANTE LA OPTIMIZACIÓN DE PLANES DE PRÓSTATA IMRT EN MONACO</b>                                                                                       | 419 |
| Jimenez Puertas, S.; Lozares Cordero, S.                                                                                                                                                           |     |
| <b>TRATAMIENTOS CON EL SISTEMA ABC: PRIMEROS RESULTADOS</b>                                                                                                                                        | 421 |
| Vázquez Galiñanes, A.; Olasolo Alonso, J.; Collado Chamorro, P. M.; López Corella, A.; Sanz Freire, C. J.; Cebrián Bernalte, P.                                                                    |     |
| <b>ESTUDIO DE MÉTRICAS DE CALIDAD PARA METÁSTASIS INTRACRANEALES CON HYPERARC: RESULTADOS DEL PRIMER AÑO</b>                                                                                       | 422 |
| González Martínez, M. D. C.; Puchades Puchades, V.; Martínez Albaladejo, M.; Ramos Amores, D.; Suárez Arteaga, J.; Salinas Ramos, J.; Serna Berná, A.                                              |     |
| <b>TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA DE SARCOMA DE KAPOSÍ DE PIEL CON AFECTACIÓN BILATERAL DE MIEMBROS INFERIORES</b>                                                                                    | 423 |
| del Campo Gómez, J. L.; Montes Fernández, J.; Gutiérrez Ramos, S. M.; Ruiz Vázquez, M.; Jiménez Miranda, M. D. M.                                                                                  |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LA ROBUSTEZ DE UN PLAN VMAT DE PRÓSTATA EN FUNCIÓN DE LAS UNIDADES MONITOR</b>                                                                                                    | 425 |
| Martín Veganzones, M.; Valverde-Pascual, I.; Gallardo Rodríguez, N.; Perez Azorín, J. F.; Alicibar- Arechuluaga Artaza, C.; Ortiz de Zarate Vivanco, R.; Espinosa Sola, J. M.                      |     |
| <b>ANÁLISIS DE LA ROBUSTEZ DE UN PLAN VMAT DE PRÓSTATA EN FUNCIÓN DEL PARÁMETRO APERTURE SHAPE CONTROLLER DEL PLANIFICADOR ECLIPSE VARIANTM</b>                                                    | 428 |
| Martín Veganzones, M.; Astudillo Olalla, R.; Valverde-Pascual, I.; Gallardo Rodríguez, N.; Perez Azorín, J. F.; Alicibar-Arechuluaga Artaza, C.; Ortiz de Zarate Vivanco, R.; Espinosa Sola, J. M. |     |
| <b>ESTUDIO DE LA ROBUSTEZ EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON RADIOTERAPIA DE HACES EXTERNOS EN FUNCIÓN DEL GRADO DE MODULACIÓN EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS (HUC)</b>               | 430 |
| Ribot Hernández, I.; Fernández Belmonte, F.; Sabín San Julián, C.                                                                                                                                  |     |
| <b>ANÁLISIS DE ROBUSTEZ EN UNA IRRADIACIÓN CRANEOESPINAL CON VMAT</b>                                                                                                                              | 432 |
| Zaragoza Carrillo, A.; Richart Sancho, J.; Chimenó Hernández, J. M.; Martínez Navarro, J. Á.; Sanjuanbenito Ruiz de Alda, W.; Palomo Llinares, R.; García Cases, F.                                |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO BASADO EN IMAGEN DE RESONANCIA MAGNÉTICA PARA CÁNCER DE PRÓSTATA</b>                                                                                                                                                                                                                                                    | 433 |
| Tejedor Aguilar, N.; Gallego Franco, P.; Jornet Sala, N.; Pérez-Alija Fernández, J.; Anson Marcos, C.; García Apellaniz, N.; Ruiz Martínez, A.; Barceló Pagès, M.; Vivancos Bargalló, H.; Leo Martínez, F. M.; Domínguez Perea, A.; Carrasco de Fez, P.                                                                                                                |     |
| <b>TRATAMIENTO DE LARINGE: REDUCCIÓN DE DOSIS EN CARÓTIDAS Y ROBUSTEZ DEL PLAN</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                     | 435 |
| Vivancos Bargalló, H.; Jornet Sala, N.; Pérez-Alija, J.; Anson Marcos, C.; Gallego Franco, P.; Leo Martínez, F. M.; Tejedor Aguilar, N.; Barceló Pages, M.; García Apellaniz, N.; Domínguez Perea, A.; Ruiz Martínez, A.; Carrasco de Fez, P.                                                                                                                          |     |
| <b>IMPLICACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA UTILIZACIÓN DE LA GUÍA DE LA ESTRO PARA MAMAS CON IMPLANTES</b>                                                                                                                                                                                                                                                                       | 437 |
| Lizondo Gisbert, M.; Lorenzo Rodríguez, Á.; Almendros Sanchez, S.; Ambroa Rey, E.; Garcia-Miguel Quiroga, J.; Navarro Giménez, D.; Valdivielso López, T.; Infestas Maderuelo, Á.; Ramirez Muñoz, A.; Gallardo Cortiñas, Ú.; Amat de los Ángeles, D.; Lopez Muñoz, A.; Frontera Sola, G.; Peralta Adina, A.; Parcerisa Torné, M.; Pujol Badia, R.; Colomer Truysols, M. |     |
| <b>CÁLCULO DE DOSIS EN AGUA Y MEDIO: COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 439 |
| Zabala Padilla, J.; Lorenzo Rodríguez, Á.; Lizondo Gisbert, M.; Ambroa Rey, E.; Garcia-Miguel Quiroga, J.; Valdivielso López, T.; Navarro Giménez, D.; Ramirez Muñoz, A.; Infestas Maderuelo, Á.; Gallardo Cortiñas, Ú.; López Muñoz, A.; Amat de los Ángeles, D.; Peralta Adina, A.; Frontera Sola, G.; Pujol Badia, R.; Parcerisa Torné, M.; Colomer Truysols, M.    |     |
| <b>EVOLUCIÓN DOSIMÉTRICA PARA LA IRRADIACIÓN LINFÁTICA TOTAL PEDIÁTRICA: EXPERIENCIA EN UN SOLO HOSPITAL</b>                                                                                                                                                                                                                                                           | 441 |
| Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Plaza Nuñez, R.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Martinez Valdivia, J. L.; Sánchez López, R.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                                    |     |
| <b>IMPLEMENTACIÓN DE LA TÉCNICA DIBH EN NUESTRO SERVICIO: ELECCIÓN DEL PACIENTE</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 443 |
| Rincón Pérez, M.; Morcillo García, A. B.; Vara Santos, J. C.; Gómez-Tejedor Alonso, S.; Penedo Cobos, J. M.; Martín Gómez, S.; Martínez Felipe, A.; García Castejón, M. Á.; Azinovic Gamó, I.                                                                                                                                                                          |     |
| <b>BENEFICIOS DOSIMÉTRICOS DE LA TÉCNICA DE INSPIRACIÓN FORZADA (DIBH) EN CÁNCER DE MAMA IZQUIERDA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                 | 444 |
| Rincón Pérez, M.; Penedo Cobos, J. M.; Gómez-Tejedor Alonso, S.; Martín Gómez, S.; Morcillo García, A. B.; Vara Santos, J. C.; Martínez Felipe, A.; García Castejón, M. Á.; Azinovic Gamó, I.                                                                                                                                                                          |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LA OPTIMIZACIÓN MULTICRITERIA HÍBRIDA EN LA GENERACIÓN DE PLANES DE VMAT</b>                                                                                                                                                                                                                                                                          | 446 |
| Ronda Peñacoba, S.; De la Llana Granja, V.; Fuentesmilla Urío, N.; Pérez Gómez, F.; Lamaison Vidarte, M.; Bragado Álvarez, L.; Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, S.; Fernández Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; Miquelez Alonso, S.                                                                                                                            |     |
| <b>COMPARATIVA ENTRE SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN: ETHOS VS ECLIPSE.</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 448 |
| De la Llana, V.; Fuentesmilla, N.; Pellejero, S.; Mañeru, F.; Bragado, L.; Perez, F.; Lamaison, M.; Ronda, S.; Miquelez, S.; Fernandez, A.; Cauderon, F.                                                                                                                                                                                                               |     |
| <b>PROTOCOLO DE TRATAMIENTO ESTEREOTÁCTICO EXTRACRANEAL DE PRÓSTATA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 449 |
| Rodríguez Romero, R.; López Valcárcel, M.; Sánchez Rubio, P.; Zapata Paz, I.; Sánchez Jiménez, E.; Ciudad Rivas, J.; Martínez Ortega, J.                                                                                                                                                                                                                               |     |
| <b>ANÁLISIS DE LOS DATOS DOSIMÉTRICOS DE TRATAMIENTO CRÁNEO-ESPINAL CON TOMOTERAPIA UTILIZADOS EN ESTUDIOS COMPARATIVOS FRENTE A PROTONTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                     | 452 |
| Rodríguez Romero, R.; García Berrocal, I.; Perales Molina, Á.; Sánchez Rubio, P.; Montes Uruén, A.; Magallón Sebastián, R.; Martínez Ortega, J.; Pimentel Monje, A. B.; De los Ríos Ruiz, M. L.                                                                                                                                                                        |     |
| <b>EXPERIENCIA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE SARCOMA DE KAPOSÍ CON TÉCNICA VMAT</b>                                                                                                                                                                                                                                                                              | 453 |
| Torres Sánchez, J.; Cano Iglesias, E.; Romero Ruperto, F.; Martínez Cobo, R.                                                                                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>TEST END-TO-END (E2E) PARA TRATAMIENTOS SRS FUERA DEL ISOCENTRO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 455 |
| Retorta Fernández, P.; Bermúdez Luna, R.; Álvarez Sánchez, V.; de Areba Iglesias, J.; Aza Villarrubia, Z.; Martínez Barrio, D. F.                                                                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>USO DE VELOCITY PARA ESTIMAR DOSIS SUMA EQUIVALENTE CUANDO SE COMBINAN TRATAMIENTOS CON DIFERENTES FRACCIONAMIENTOS Y/O IMÁGENES</b>                                                                                                                                                                                                                                | 456 |
| ibarra, C.; Clemente Gutiérrez, F.; Forner Forner, A.; Díez Gallego, M. Á.; Merino Gestoso, J. Á.; Solis Preciado, N.; Chapel Gómez, M. L.; Castro Rizo, I.; Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S.; Fustes Sanjuán, M. M.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Boo Pardo, A. M.                                                                          |     |
| <b>ESTUDIO DE LA VARIACIÓN DE LA DOSIMETRÍA DE TRATAMIENTOS DE MAMA VMAT CON EL PARÁMETRO MINIMUM SEGMENT WIDTH DEL PLANIFICADOR MÓNACO</b>                                                                                                                                                                                                                            | 458 |
| Martínez Sánchez, M.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; García Riñón, D.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.; Plaza Nuñez, R.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Sánchez López, R.; Martínez Valdivia, J. L.                                                                                                                                                    |     |
| <b>TÉCNICA ALTERNATIVA CON 3 ARCOS EN EL PLANIFICADOR MÓNACO PARA PLANIFICACIONES VMAT DE MAMA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                     | 460 |
| Martínez Sánchez, M.; Huertas Martínez, C.; Yang, G.; Plaza Nuñez, R.; García Riñón, D.; Ferrer Gracia, C.; de la Monja Rey, P.; Mínguez Aguilar, C.; Sáez Beltrán, M.; Sánchez López, R.; Martínez Valdivia, J. L.                                                                                                                                                    |     |
| <b>ANÁLISIS DE LA DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO COMO HERRAMIENTA DE DETECCIÓN DE CAMBIOS ANATÓMICOS EN ORL</b>                                                                                                                                                                                                                                                                | 462 |
| Hierro Rivero, A.; Sánchez Ruipérez, J.; Díaz Aviñó, C.; García Balsa, Á.; Martín Rodríguez, Z.; Villacé Gallego, A.; San José Olmedo, D.; Fernández Cerezo, S.; Rodríguez Latorre, D.; Suárez Álvarez, N.; Crelgo Alonso, D.; Sánchez Galiano, P.; Fernández García, J.                                                                                               |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>COMPARACIÓN DE DOS ALGORITMOS TIPO C EN PLANES DE RADIOCIRUGÍA DE METÁSTASIS MÚLTIPLES</b>                                                                                                                                                                                                          | 464 |
| Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, S.; De La Llana Granja, V.; Pérez Gómez, F.; Ronda Peñacoba, S.; Lamaison Vidarte, M.; Fuentemilla Urío, N.; Rico Osés, M.; Fernández Iglesias, A.; Caudepón Moreno, F.; Miquelez Alonso, S.                                                                   |     |
| <b>ESTUDIO DE UN SISTEMA DE DELINEACIÓN AUTOMÁTICA DE VOLÚMENES PARA RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                  | 465 |
| Sánchez Galiano, P. A.; Sánchez Rupérez, J.; Villacé Gallego, A.; Crelgo Alonso, D.; Fernández Cerezo, S.; Martín Rodríguez, Z.; Latorre Rodríguez, D.; Sanjosé Olmedo, D.; García Balsa, Á.; Fernández García, J.                                                                                     |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LA MEJORA DOSIMÉTRICA EN PACIENTES DE MAMA IZQUIERDA FAST-FORWARD CON EL SISTEMA DE INSPIRACIÓN MANTENIDA SDX</b>                                                                                                                                                                     | 468 |
| Orozco Martínez, F.; Gómez Fervienza, J. R.; Rodríguez Pertierra, M.; Medrano Antoñanzas, A.; Díaz de Tuesta Rodríguez, S.; Sánchez Rodillo, G.; García Alejo, R.                                                                                                                                      |     |
| <b>APLICACIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DOSIMÉTRICO EN EL HOSPITAL CLÍNICO SAN CECILIO</b>                                                                                                                                                                                                                 | 470 |
| Martín Cascales, P.; Tornero-López, A. M.; Guirado Llorente, D.                                                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>TRATAMIENTO DE MAMA CON HACES DE PROTONES PBS SIN CONTROL RESPIRATORIO</b>                                                                                                                                                                                                                          | 471 |
| Pedrero de Aristizábal, D.; Cabello García, J. P.; Viñals Muñoz, A.; Aguilar Redondo, P. B.; Azcona Armendáriz, J. D.; Fayos-Solá Capilla, R.; Ramón García, C.; Antolín San Martín, E.; Delgado Rodríguez, J. M.                                                                                      |     |
| <b>ESTADO DE REFERENCIA EN EQUIPO ELEKTA CLARITY</b>                                                                                                                                                                                                                                                   | 473 |
| Bayón Llera, J.; Eugui Martínez, R.; Medina Cespedes, M. D.; Polo Cezón, R.; Jimenez Gonzalez, J.                                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE DIFERENTES TÉCNICAS DE PLANIFICACIÓN PARA EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA EN RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                        | 474 |
| Castro Moreno, R.; Gonzalez Rodriguez, A.; Lozares Cordero, S.; Sanchez Casi, M.; Diez Chamarro, J.; Jiménez Puertas, S.; Gandía Martinez, A.; Villa Gazulla, D.; Hernandez Hernandez, M.; Font Gomez, J. A.                                                                                           |     |
| <b>EXPERIENCIA DE USO CON EL SISTEMA DE CÁLCULO INDEPENDIENTE BASADO EN ALGORITMO MONTECARLO</b>                                                                                                                                                                                                       | 475 |
| Piñeiro Martínez, C.; Irazola Rosales, L.; Campo San Martín, V.; Sánchez Merino, G.; Lope Lope, R. (21Cortés Rodicio, J.; Ruíz Pomar, J.; Martín González, T.                                                                                                                                          |     |
| <b>UNA HERRAMIENTA INFORMÁTICA PARA LA COMPROBACIÓN AUTOMÁTICA DE LA PRESCRIPCIÓN EN RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                  | 477 |
| Sánchez Galiano, P. A.; Sánchez Rupérez, J.; Villacé Gallego, A.; Crelgo Alonso, D.; Fernández Cerezo, S.; Martín Rodríguez, Z.; Rodríguez Latorre, D.; Sanjosé Olmedo, D.; García Balsa, ?; Fernández García, J.                                                                                      |     |
| <b>EVALUACIÓN ROBUSTA DE RAYSTATION PARA PLANIFICACIÓN SBRT EN NÓDULO PULMONAR</b>                                                                                                                                                                                                                     | 477 |
| Irazola Rosales, L.; Sánchez Merino, G.; Campo San Martín, V.; Piñeiro Martínez, C.; Lope Lope, R.; Cortés Rodicio, J.; Martín González, T.; Ruíz Pomar, J.                                                                                                                                            |     |
| <b>IRRADIACIÓN DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL: COMPARATIVA ENTRE DOS TÉCNICAS VMAT PARA EL CONTROL DE LA CAÍDA DE DOSIS EN LA ZONA DE UNIÓN</b>                                                                                                                                                          | 481 |
| González Alcantud, I.; Sampayo Muñoz, A.; Díaz Martín, D.; Jimenez Vegas, D.; Niebla Piñero, A.; Portas Ferradás, B. C.; Alonso Alonso, S.; Álamo Jerez, D.                                                                                                                                            |     |
| <b>DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLANTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (I): PRÓSTATA</b>                                                                                                                                                                                            | 483 |
| Villar Vázquez, C.; Miguel Pérez, D.; Donis Gil, S.; del Castillo Belmonte, Á.; Hurtado Romero, A. E.; Soto Angona, R.; Andrés Rodríguez, C.; Agulla Otero, M.; Torres Cabrera, R.; Antón García, D.; Ruíz Aznar, M.; Pena Vaquero, S.; Frutos Baraja, J. M.; Arias López, M. Á.; Alonso Hernández, D. |     |
| <b>RADIOTERAPIA EXTERNA EN EL TRATAMIENTO DE LA TAQUICARDIA VENTRICULAR REFRACTARIA: RESULTADOS Y EXPERIENCIA EN NUESTRO SERVICIO</b>                                                                                                                                                                  | 485 |
| de Areba Iglesias, J.; Aza Villarrubia, Z.; Álvarez Sánchez, V.; Bermúdez Luna, R.; Retorta Fernández, P.; Alcántara Carrió, M. D. P.; Martínez Barrio, D. F.                                                                                                                                          |     |
| <b>ECLIPSE SCRIPTING API PARA LA REVISIÓN DE PLANIFICACIONES DE RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                       | 486 |
| Barranco López, A.; González Lizarraga, Í.; Sánchez Cortés, C.; Castán Guerrero, C.; Vera Tena, D.; Calvo Carrillo, S.; Ortega Pardina, P.; García Romero, A.; Gómez González, N.; Jiménez Albericio, J.                                                                                               |     |
| <b>TIEMPOS DE PARADA EN RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                               | 487 |
| Hernández González, D.; Castro Tejero, P.; Chamorro Serrano, P.; Roch González, M.; Honorato Hernández, S.; Talaya Alarcón, M. S.; Rubiato Aragón, R.; Carroceda González, S.; Zaragoza Cocero, L.; Tortosa Caparros, E.                                                                               |     |
| <b>DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLANTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (II): PULMÓN</b>                                                                                                                                                                                             | 488 |
| Villar Vázquez, C.; Hurtado Romero, A. E.; Soto Angona, R.; Miguel Pérez, D.; Donis Gil, S.; Castillo Belmonte, Á.; Andrés Rodríguez, C.; Agulla Otero, M.; Pena Vaquero, S.; Torres Cabrera, R.; Antón García, D.; Ruíz Aznar, M.; Frutos Baraja, J. M.; Arias López, M. Á.; Alonso Hernández, D.     |     |
| <b>DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLANTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (III): ENDOMETRIO O CÉRVIX</b>                                                                                                                                                                               | 490 |
| Villar Vázquez, C.; Soto Angona, R.; Hurtado Romero, A. E.; Miguel Pérez, D.; Donis Gil, S.; Castillo Belmonte, Á.; Andrés Rodríguez, C.; Agulla Otero, M.; Torres Cabrera, R.; Antón García, D.; Arias López, M. Á.; Ruíz Aznar, M.; Frutos Baraja, J. M.; Alonso Hernández, D.; Pena Vaquero, S.     |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>AUTOMATIZACIÓN DEL CONTORNEO DE ESFERAS DE ALTA DOSIS PARA LA TÉCNICA LATTICE EN ECLIPSE</b>                                                                                                                                                                                                                                                                  | 491 |
| Calatayud Jordán, J. M.; Carmona Meseguer, V.; Gimeno Olmos, J.; Ruiz Rodríguez, J. C.; Lliso Valverde, F.; Pérez Calatayud, J.                                                                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>VERIFICACIONES END-TO-END PERIÓDICAS DEL PROCESO DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA EXTERNA</b>                                                                                                                                                                                                                                                 | 494 |
| Vera Tena, D.; Garcia Romero, A.; Calvo Carrillo, S.; González Lizárraga, I.; Castán Guerrero, C.; Barranco López, A.; Ortega Pardina, P.                                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DE LA OPTIMIZACIÓN BIOLÓGICA GEUD EN ESTRUCTURAS AUXILIARES DE CONFORMACIÓN</b>                                                                                                                                                                                                                                                      | 496 |
| García Balsa, Á.; Sánchez Ruipérez, J.; Hierro Rivero, A.; Díaz Aviñó, C.; Martín Rodríguez, Z.; San José Olmedo, D.; Villacé Gallego, A.; Rodríguez Latorre, D.; Fernandez Cerezo, S.; Crelgo Alonso, D.; Sánchez Galiano, P.; Fernández García, J.                                                                                                             |     |
| <b>ANÁLISIS DE LA APLICACIÓN DEL PROTOCOLO NAL PARA REDUCCIÓN DE ERRORES SISTEMÁTICOS EN EL POSICIONAMIENTO DE PACIENTES DE RADIOTERAPIA EXTERNA</b>                                                                                                                                                                                                             | 499 |
| Hurtado Romero, A. E.; Villar Vázquez, C.; Soto Angona, R.; Pena Vaquero, S.; Miguel Pérez, D.; Antón García, D.; Andrés Rodríguez, C.; Donis Gil, S.; Agulla Otero, M.; del Castillo Belmonte, Á.; Alonso Hernández, D.; de Frutos Baraja, J. M.; Torres Cabrera, R.                                                                                            |     |
| <b>EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA DE SGRT DE BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC BAJO DIFERENTES CONDICIONES</b>                                                                                                                                                                                                                                                | 501 |
| Astudillo Olalla, R.; Gómez Enríquez, F.; Fabregat Borrás, R.; Gutiérrez Ruiz, M.; Ruiz Arrebola, S.; Alonso Muriedas, J.; Camacho de la Vega, G.; Reguilón Martín, A.; Bruzos López, D.; Corro Verde, U. A.; Martín Veganzones, M.; Valverde-Pascual, I.; Albendea Roch, J.; Pinto Guevara, F.; García Lamela, M.; Rivero Pérez, A. L.; Anchuelo Latorre, J. T. |     |
| <b>CONSIDERACIONES DEL USO DEL CONEBEAM (CBCT) COMO IMAGEN DE SIMULACIÓN PARA LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA</b>                                                                                                                                                                                                                       | 502 |
| Morato García, V.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |     |
| <b>RECOPILACIÓN DE DENSIDADES ELECTRÓNICAS POR TIPO DE ESTRUCTURA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 504 |
| Bayón Llera, J.; Polo Cezon, R.; Medida Céspedes, M. D.; Eugui Martínez, R.; Jiménez Gonzalez, J. M.                                                                                                                                                                                                                                                             |     |
| <b>COMPARACIÓN DE PLANIFICACIONES DE MAMA CON TOMOHELICAL Y TOMODIRECT</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 505 |
| Pérez Pavón, J.; Sanchez Ramos, A.; Vicent Granado, D.; Castanedo Álvarez, M.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                                                                                                                                             |     |
| <b>INSTALACIÓN DE UNA HERRAMIENTA DE MONTE CARLO BASADA EN GAMOS/GEANT4 CON CÁLCULO DEL EFECTO BIOLÓGICO PARA LA PLANIFICACIÓN DE LOS TRATAMIENTOS DE PROTONTERAPIA DE LA CUN</b>                                                                                                                                                                                | 506 |
| Arce Dubois, P.; Chamorro Claver, N.; Lagares Conzález, J. I.; Azcona Armendáriz, J. D.; Huesa Berral, C.; Fayós-Sola Capilla, R.; Viñals Muñoz, A.; Villagrasa, C.; Perrot, Y.; Cirrone, G. A. P.; Petringa, G.                                                                                                                                                 |     |
| <b>EVALUACION DE DIFERENTES MÉTODOS DE MEDIDA DEL DOSIMETRIC LEAF GAP (DLG) EN UN VARIAN TRUEBEAM HD</b>                                                                                                                                                                                                                                                         | 507 |
| Díez Gallego, M. A.; Merino Gestoso, J. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; Solís Preciado, N.; Clemente Gutierrez,.; Forner Forner, A.; Fonseca Siles, Á.; Fustes Sanjuan, M. D. L. M.; Castro Rizos, I.; Díaz del Alamo Sanchez Crespo, S.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Hortelano Dominguez, A. M.; Boo Pardo, A. M.; Chapel Gómez, M. L.                                 |     |
| <b>COMPARATIVA DE DOSIS EN ORGANOS DE RIESGO EN TRATAMIENTOS 3D DE MAMA IZQUIERDA CON DIBH</b>                                                                                                                                                                                                                                                                   | 509 |
| Díez Gallego, M. A.; Navarro Ibarra, C. A.; Merino Gestoso, J. A.; Forner Forner, A.; Clemente Gutierrez, F.; Solís Preciado, N.; Fonseca Siles, A.; Fustes Sanjuan, M. D. L. M.; Castro Rizos, I.; Díaz del Alamo Sanchez Crespo, S.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Hortelano Dominguez, A. M.; Boo Pardo, A. M.; Chapel Gomez, M. L.                               |     |
| <b>HOJA DE CÁLCULO PARA DOSIMETRÍA PREVIA DE LA TÉCNICA IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL CON UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES</b>                                                                                                                                                                                                                                    | 510 |
| Alonso Muriedas, J.; Camacho de la Vega, G.; Reguilón Martín, A.; Gutiérrez Ruiz, M.; Astudillo Olalla, R.; Raba Diez, J. I.; Vazquez Rodriguez, J. A.; Ruiz Arrebola, S.; Gómez Enríquez, F.; Fabregat Borrás, R.; Bruzos López, D.; Pacheco Baldor, M. T.; Albendea Roch, J.; Pinto Guevara, F.; García Lamela, M.                                             |     |
| <b>ANÁLISIS DOSIMÉTRICO SOBRE LA CORRECCIÓN DEL NÚMERO CT DEL CONTRASTE YODADO ADMINISTRADOS EN LOS CT DE PLANIFICACIÓN</b>                                                                                                                                                                                                                                      | 512 |
| Adaimi Hernández, P.; Botella Faus, P.; Rojo Navarrete, D.; Alonso Delgado, I.; Milanés Gaillet, A. I.; Pozo Rodríguez, G.; Trápaga Porrero, V.; Brazales San Martín, R.; Rollán Plaza, R.; Díaz Fuentes, R.; Cabello Murillo, E.                                                                                                                                |     |
| <b>PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA HOLOCRAEAL CON PRESERVACIÓN DE HIPOCAMPO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                    | 513 |
| Suárez Álvarez, N.; Fernández Bodelón, B.; Noriega Trapiello, A. M.; Herrero Rojas, J.; Villalón Arias, C.; Fernández García, J.; Peinado Montes, M. Á.                                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>CURVA DE APRENDIZAJE EN EL USO DE UN SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE ALIGNRT EN LA RADIOTERAPIA DE MAMA</b>                                                                                                                                                                                                                                     | 514 |
| Montes Rubio, E.; López Gámez, M.; Luguera Sánchez, E.                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>INFLUENCIA DEL AIRE EN LA OPTIMIZACIÓN EN TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 515 |
| Botella Faus, P.; Adaimi Hernández, P.; Ramón García, C.; Rojo Navarrete, D.; Alonso Delgado, I.; Milanés Gaillet, A. I.; Pozo Rodríguez, G.; Martín García, D.; Trápaga Porrero, V.; Gaitan Simón, A.; Manzano Rodríguez, M.; Díaz Fuentes, R.; Cabello Murillo, E.                                                                                             |     |

## COMUNICACIONES POSTERS

517

### ÁREA TEMÁTICA: IMAGEN EN RADIOTERAPIA Y MODELOS PREDICTIVOS

#### EFFECTO DEL MARGEN ALREDEDOR DE LOS ÓRGANOS EN EL CONTORNEO AUTOMÁTICO CON REDES NEURONALES CONVOLUCIONALES

517

Llorente Manso, M.; Ferrer Gracia, C.; Vilela Serrano, S.; Carballo González, N.

#### DESARROLLO DE DOS HERRAMIENTAS SOFTWARE PARA LA MONITORIZACIÓN DE LOS TIEMPOS DE PREPARACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO

518

Morcillo García, A. B.; Rincón Perez, M.; Gómez Tejedor, S.; Penedo Cobos, J. M.; Martínez Felipe, A. M.; González Abad, R.; García Castejón, M. Á.; Azinovic, I.

#### EVALUACIÓN DE CORRECCIONES INTRAFRACCIÓN MEDIANTE IMAGEN PLANAR EN EL ACELERADOR TRUEBEAM PARA TRATAMIENTOS DE SBRT DE COLUMNA

520

Sáez Beltrán, F.; Benito Bejarano, M. A.

#### SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA DE LA PRÓSTATA EN IMÁGENES DE TC MEDIANTE APRENDIZAJE PROFUNDO

522

Gutiérrez Ramos, S. M.

#### ESTIMACIÓN DE LA RESPUESTA CUTÁNEA AL FINALIZAR LA RADIOTERAPIA UTILIZANDO IMÁGENES DE PERFUSIÓN CON LÁSER DOPPLER Y MODELOS SVM DE CLASIFICACIÓN

524

Galindo González, C. M.; González Sanchis, A.; Vijande Asenjo, J.; Soria Olivas, E.; Salvador, R.; Cibrian Ortiz de anda, R. M.

#### EVALUACIÓN DE LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA EN IMÁGENES DE RESONANCIA MAGNÉTICA

527

Montes Uruén, A.; Rodríguez Romero, R.; Liñan Rodríguez, P. M.; Escalada Pastor, M. C.; Sanchez Rubio, P.; Alejo Duque, L.; Martinez Ortega, J.

#### SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA DE VOLÚMENES DE INTERÉS MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL

528

Suero Rodrigo, M. Á.; Delgado Muñoz, E.; Gutiérrez Gallardo, J. D.; Perianez Pascual, J.; Rodríguez Echeverría, R.; Marcos Jiménez, F. J.

#### SOFTWARE PROPIO PARA SELECCIÓN Y ANOMIZACIÓN DE DATOS DE PACIENTES TRATADOS EN RADIOTERAPIA

529

Suero Rodrigo, M. Á.; Delgado Muñoz, E.; Gutiérrez Gallardo, J. D.; Perianez Pascual, J.; Rodríguez Echeverría, R.

#### COMPARACIÓN DE ERRORES DE "SET-UP" ENTRE DOS UNIDADES DE TRATAMIENTO EN PACIENTES CON LOCALIZACIÓN TUMORAL DE PRÓSTATA

531

Donis Gil, S.; Villar Vázquez, C.; Miguel Pérez, D.; del Castillo Belmonte, Á.; Hurtado Romero, A. E.; Soto Angoña, R.; Ruiz Aznar, M.; Arias López, M. Á.; Agulla Otero, M.; Andrés Rodríguez, C.; Torres Cabrera, R.; Pena Vaquero, S.; Antón García, D.; Frutos Baraja, J. M.; Alonso Hernández, D.

#### CÁLCULO DE MARGEN DE CONFIGURACIÓN EN PACIENTES CON LOCALIZACIÓN TUMORAL DE SISTEMA NERVIOSO CENTRAL (GLIOMA)

532

Donis Gil, S.; Villar Vázquez, C.; Miguel Pérez, D.; del Castillo Belmonte, Á.; Ruiz Aznar, M.; Alonso Hernández, D.; Agulla Otero, M.; Arias López, M. Á.; Rodríguez Domínguez, D.; Pena Vaquero, S.; Antón García, D.; Frutos Baraja, J. M.; Hurtado Romero, A. E.; Soto Angoña, R.; Torres Cabrera, R.; Andrés Rodríguez, C.

#### SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA DE VOLÚMENES DE TRATAMIENTO EN CÁNCER DE MAMA MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL

533

Martí Asenjo, J.; Martínez-Larraz Solís, A.; Alonso Iracheta, L.; Prado Barragán, A.; de la Casa de Julián, M. Á.; Zucca Aparicio, D.; Fernández Letón, P.; Rubio Rodríguez, C.

#### AUTOMATIZACIÓN DEL TEST DE CONTROL DE CALIDAD 'PICKET FENCE' A TRAVÉS DEL PROCESADO DIGITAL DE LAS IMÁGENES

534

Alonso Muriedas, J.; González Pérez, M. A.; Camacho de la Vega, G.; Reguilón Martín, A.; Gutiérrez Ruiz, M.; Astudillo Olalla, R.; Gómez Enríquez, F.; Fabregat Borrás, R.; Bruzos López, D.; Albendea Roch, J.; Pinto Guevara, F.; García Lamela, M.; Ruiz Arrebola, S.

#### COMPARACIÓN DE DOS MÉTODOS DE VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO: DELTA4 PHANTOM+ Y DOSIMETRÍA PORTAL CON EPIBEAM

536

Ruiz, G.; García Marcos, R.; Ayala Lázaro, R.; García Hernández, M. J.; García Hernández, M. J.; Soza Maraño, Á.

### ÁREA TEMÁTICA: DOSIMETRÍA DE PACIENTES

#### APROXIMACIÓN TEÓRICA AL CÁLCULO DE TIEMPOS DE RESTRICCIÓN EN PACIENTES DE HIPERTIROIDISMO TRATADOS CON I-131

537

Chamorro Serrano, P.; García Castañón, P.; Rosado del Castillo, R.; Paradelo Díaz, G.; Hernández González, D.; Honorato Hernández, S.; Roch González, M.; Simón de Blas, R.; Castro Tejedo, P.; Hernández Pérez, I. L.; Castillo Morales, V.; Prieto Martín, C.

#### COMPARACIÓN DE DOS SISTEMAS DE DOSIMETRÍA PARA LA TERAPIA CON MICROESFERAS DE VIDRIO DE ITRIO-90

539

Lozano Martínez, F. R.; Rot San Juan, M. J.; Martínez Gómez, L. C.; Gilarranz Moreno, R.

#### COMPARACIÓN DEL SHUNT PULMONAR CON TC99M-MAA Y Y90

540

Trinidad Fernández, M. J.; Macías Castillo, M. J.; Delgado Aparicio, J. M.; Llamas Martinez, P.

|                                                                                                                                                                                                                                                                                      |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON EL SOFTWARE SIMPLICITY</b>                                                                                                                                                                                           | 541 |
| Trinidad Fernández, M. J.; Macías Castillo, M. J.; Llamas Martínez, P.; Delgado Aparicio, J. M.                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>COMPARATIVA SONDAS QUIRÚRGICAS</b>                                                                                                                                                                                                                                                | 543 |
| Macías Castillo, M. J.; Trinidad Fernández, M. J.; Llamas Martínez, P.; Delgado Aparicio, J. M.                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>PRUEBA DE CO-REGISTRO IMAGEN ÓPTICA Y NUCLEAR EN GAMMACÁMARA PORTATIL CON CÁMARA ÓPTICA</b>                                                                                                                                                                                       | 545 |
| Trinidad Fernández, M. J.; Macías Castillo, M. J.; Llamas Martínez, P.; Delgado Aparicio, J. M.                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>RESULTADOS PRELIMINARES DE DOSIMETRÍA SPECT/CT EN PACIENTES TRATADOS CON [177LU]LU-DOTA-TATE</b>                                                                                                                                                                                  | 546 |
| Minguez Gabiña, P.; Martin Veganzones, M.; Gallardo Rodríguez, N.; Espinosa Sola, J. M.                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>MANIQUÍ CASERO DE VERIFICACIÓN PARA DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS CON [177LU]LU-DOTA-TATE</b>                                                                                                                                                                                        | 547 |
| Minguez Gabiña, P.; Martin Veganzones, M.; Gallardo Rodríguez, N.; Jauregui Monasterio, I.; del Amo Mateos, C.; Espinosa Sola, J. M.                                                                                                                                                 |     |
| <b>CAMBIO EN LA FARMACOCINÉTICA EN CUERPO ENTERO A LO LARGO DEL TRATAMIENTO PARA PACIENTES TRATADOS CON [177LU]LU-DOTA-TATE</b>                                                                                                                                                      | 549 |
| Monserrat Fuertes, T.; Santos Zorrozua, B.; González Pose, A.; San José Olmedo, D.; Díaz Aviñó, C.; Hierro Rivero, A.; Peinado Montes, M. Á.; Mínguez Gabiña, P.                                                                                                                     |     |
| <b>INDIVIDUALIZACIÓN DE LAS NORMAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA LOS PACIENTES TRATADOS CON [177LU]LU-DOTA-TATE</b>                                                                                                                                                                 | 550 |
| Monserrat Fuertes, T.; González Pose, A.; San José Olmedo, D.; Díaz Aviñó, C.; Hierro Rivero, A.; Peinado Montes, M. Á.; Mínguez Gabiña, P.                                                                                                                                          |     |
| <b>ESTUDIO DOSIMÉTRICO DEL PROCEDIMIENTO DE MARCAJE DEL GANGLIO CENTINELA CON SEMILLAS DE I-125</b>                                                                                                                                                                                  | 552 |
| Lozano Martínez, F. R.; Martínez Gómez, L. C.; Rot San Juan, M. J.; Gilarranz Moreno, R.                                                                                                                                                                                             |     |
| <b>DOSIMETRÍA PERSONALIZADA EN EL TRATAMIENTO DE 177LU- DOTATATE/DOTATOC CON UNA ÚNICA MEDIDA AL PACIENTE. ANÁLISIS TEÓRICO-PRÁCTICO DE LA PROPUESTA DE HÄNSCHEID ET AL. CON PACIENTES DEL HUP LA FE DE VALENCIA</b>                                                                 | 553 |
| Bataller Martí, A.; Marín, A. C.; Vázquez Martínez, M. D. L. M.; Cañon Sanchez, J. R.; Prado Wohlwend, S.; Bello Arques, P.; Torres Espallardo, I.                                                                                                                                   |     |
| <b>DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PÁNCREAS MEDIANTE EL IMPLANTE DE MICROPARTÍCULAS DE P-32</b>                                                                                                                                                                              | 556 |
| Béjar Navarro, M. J.; Retorta Fernández, P.; Chillida Rey, R.; Williamson Puente, S.; Galiano Fernández, P.; Prieto Morán, D.; García Fuentes, J. D.; Sevillano Martínez, D.; Cámara Gallego, M.; Colmenares Fernández, R.; Capuz Suárez, B.; Moris Pablos, R.; García Vicente, F.   |     |
| <b>COMPARACIÓN ENTRE LA DOSIS ESTIMADA EN SPECT/TC Y OBTENIDA EN PET/TC EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON Y-90 EN MIMVISTA</b>                                                                                                                                       | 557 |
| García, D.; Martínez, M.; Yang, G.; Ferrer, C.; Huertas, C.; Sánchez, R.; Plaza, R.; De La Monja, P.; Mínguez, C.; Sánchez, F.; Martínez, J.; Sáez, M.                                                                                                                               |     |
| <b>EXACTITUD EN LA ACTIVIDAD DE 90Y EN PET/TC. ACUMULACIÓN EN FRONTERA Y UTILIZACIÓN DE THRESHOLD</b>                                                                                                                                                                                | 558 |
| García, D.; Yang, G.; Martínez, M.; Ferrer, C.; Huertas, C.; Sánchez, R.; Aznar, A.; Gómez, L.; Serrano, A.; García, A.; Herrero, P.; Príncipe, L.; Sáez, M.                                                                                                                         |     |
| <b>DOSIMETRÍA INTERNA EN PACIENTES HIPERTIROIDEOS TRATADOS CON I-131</b>                                                                                                                                                                                                             | 560 |
| Ruiz Manrique, C.; Pérez González, M. A.; Fernández Benítez, M.; Arroyo Sánchez, C.; Bodineau Gil, C.; Cenizo de Castro, E.                                                                                                                                                          |     |
| <b>DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN SIMPLICIT90Y</b>                                                                                                                                                                         | 562 |
| Béjar Navarro, M. J.; Williamson, S.; Martínez Lorca, A.; Galiano Fernández, P.; Chillida Rey, R.; Prieto Morán, D.; Sevillano Martínez, D.; García Fuentes, J. D.; Cámara Gallego, M.; Capuz Suárez, B.; Colmenares Fernández, R.; Moris Pablos, R.; García Vicente, F.             |     |
| <b>¿ES POSIBLE DISMINUIR EL NÚMERO DE SPECT/CT POR CICLO EN LA DOSIMETRÍA RENAL DE TRATAMIENTOS CON 177LU-DOTATATE?</b>                                                                                                                                                              | 563 |
| Álvarez Pérez, J. M.; Agüera Rodríguez, R.; Montes Fuentes, C.; Benito García, J. C.; Escobar Corominas, J.; Hernández Rodríguez, J.; Fernández Lara, Á. A.; Ramos Pacho, J. A.; Tenllado Baena, E.; Granado Alonso, L.; García Repiso, S.; Martín Rincon, C.; Gómez Llorente, P. L. |     |
| <b>CÁLCULO DOSIMÉTRICO MEDIANTE CÓDIGO MONTECARLO EN PACIENTES TRATADOS CON ITRIO-90</b>                                                                                                                                                                                             | 564 |
| León García, J. L.; Castro Nora, D.; Spa Gómez, B.; Perucha Ortega, M.; Luis Simón, F. J.                                                                                                                                                                                            |     |
| <b>COMPARACIÓN DE CÁLCULOS DOSIMÉTRICOS EN PACIENTES TRATADOS CON ITRIO-90</b>                                                                                                                                                                                                       | 566 |
| León García, J. L.; Castro Nora, D.; Spa Gómez, B.; Perucha Ortega, M.; Luis Simón, F. J.                                                                                                                                                                                            |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LAS RESTRICCIONES PERSONALIZADAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA TRATAMIENTOS 177 LU-PSMA</b>                                                                                                                                                                        | 568 |
| Echegoyen Ruiz, P.; Prieto Azcárate, E.; Cuenca Bandín, T.; Rosales Castillo, J. J.; Marti-Climent, J. M.                                                                                                                                                                            |     |
| <b>DETERMINACIÓN DE LA CAPTACIÓN DE I-131 EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES EN NUESTRA ÁREA HOSPITALARIA</b>                                                                                                                                                        | 570 |
| Gallego Castro, M.; Baeza Monedero, C. J.; Panzuela Pérez, S.; Terrón León, J. A.                                                                                                                                                                                                    |     |
| <b>REGISTRO DEFORMABLE EN ECLIPSE PARA DOSIMETRÍA PERSONALIZADA EN TRATAMIENTOS CON MICROESFERAS DE Y-90</b>                                                                                                                                                                         | 572 |
| Picón García, F.; Ferrer Aparicio, M.; León García, J. L.; Perucha Ortega, M.; Luis Simon, F. J.                                                                                                                                                                                     |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                 |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>NIVELES DE DOSIS EN CT EN ESTUDIOS DE MEDICINA NUCLEAR REALIZADOS CON EQUIPOS HÍBRIDOS EN EL ÁREA SANITARIA DE GRANADA</b>                                                                                                                                   | 573 |
| Martín Cascales, P.; Estrada García, R.; Burgos Trujillo, D. E.; Almansa López, J. F.; Guerrero Alcalde, R.                                                                                                                                                     |     |
| <b>ESTUDIO RETROSPECTIVO DE LA DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS CON 177LU-DOTATATE</b>                                                                                                                                                                                | 574 |
| Henao Isaza, A. M.; Irazola Rosales, L.; Cuenca Bandín, T.; Echegoyen Ruiz, P.; Prieto Azcárate, E.; Rosales, J. J.; Martí-Climent, J. M.                                                                                                                       |     |
| <b>CARACTERIZACIÓN DE LOS COEFICIENTES DE ATENUACIÓN EN FUNCIÓN DEL ESPESOR PARA LU-177 Y TC-99M EN UNA GAMMACÁMARA</b>                                                                                                                                         | 578 |
| Estrada García, R.; Perez Fuentes, L.; Escobar Cerezo, J.                                                                                                                                                                                                       |     |
| <b>MÉTODO INDIRECTO CON MEDIDAS DE TASA DE EQUIVALENTE DE DOSIS PARA ESTIMAR LA ACTIVIDAD EXCRETADA DURANTE LA ADMINISTRACIÓN DEL RADIOFÁRMACO EN TERAPIA CON MIBG</b>                                                                                          | 579 |
| Martínez Sánchez, M.; Sánchez López, R.; Sáez Beltrán, M.; García Riñon, D.; Yang, G.; Huertas Martínez, C.; Plaza Nuñez, R.; Ferrer Gracia, C.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Martínez Valdivia, J. L.; Sánchez Muñoz, F. J.                       |     |
| <b>EFFECTO DE VOLUMEN PARCIAL EN EL TRATAMIENTO DE TUMORES HEPÁTICOS PEQUEÑOS CON Y-90. CÁLCULO DE COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN</b>                                                                                                                             | 581 |
| Picón García, F.; Sánchez Esperón, J.; Ferrer Aparicio, M.; Perucha Ortega, M.; Luis Simon, F. J.                                                                                                                                                               |     |
| <b>COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE REGISTRO DE IMAGEN FUNCIONAL- ANATÓMICA EN LA VALORACIÓN PRETRATAMIENTO DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON 90Y</b>                                                                                                                  | 583 |
| Velasco Fernández, C.; Camacho López, C.; Marín López, T.; Asensio Llobat, F.; Mosquero Cereijo, I.; Lusa Agüero, T.                                                                                                                                            |     |
| <b>USO DE LA DECONVOLUCIÓN PARA LA DOSIMETRÍA INTERNA DE PACIENTES CON HO166</b>                                                                                                                                                                                | 584 |
| Montes Uruén, A.; Liñan Rodríguez, P. M.; Torres Lopez, M.; Escalada Pastor, M. C.; Martinez Ortega, J.                                                                                                                                                         |     |
| <b>¿SON SUFICIENTES LAS RECOMENDACIONES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DADAS POR EL DOCUMENTO DEL FORO PARA CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES ABLATIVO?</b>                                                                                                            | 586 |
| Granado Olmedo, J. M.; Baeza Monedero, C. J.; Angulo Paín, E.; Castro Ramírez, I.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                                        |     |
| <b>CARACTERIZACIÓN DE BROAD QUANTIFICATION DE SIEMENS PARA EL CÁLCULO DE DOSIS EN PACIENTES TRATADOS CON LU-177-DOTATATE</b>                                                                                                                                    | 587 |
| Fernandez Iglesias, A.; Perez Gomez, F.; Caudepon Moreno, F.; Miquelez Alonso, S.; Ronda Peñacoba, S.; Fuentemilla Urio, N.; De la Llana Granja, V.; Lamaison, M.; Mañeru Cámara, F.; Bragado Alvarez, L.; Pellejero Pellejero, S.                              |     |
| <b>DOSIMETRÍA INDIVIDUALIZADA DE MÉDULA ÓSEA EN TRATAMIENTOS CON LU-177</b>                                                                                                                                                                                     | 589 |
| Pena Vaquero, S.; Andrés Rodríguez, C.; Soto Angona, R.; Hurtado Romero, A.; Villar Vázquez, C.; Agulla Otero, M.; Donís Gil, S.; del Castillo Belmonte, Á.; Antón García, D.; Miguel Pérez, D.; Alonso Hernández, D.; de Frutos Baraja, J.; Torres Cabrera, R. |     |
| <b>DOSIMETRÍA EN MÉDULA ÓSEA EN TRATAMIENTOS CON I131: ANÁLISIS DE CROMOSOMAS DICÉNTRICOS FRENTE A MÉTODOS BASADOS EN TASA DE DOSIS</b>                                                                                                                         | 591 |
| Soza Marañón, Á.; González Ruiz, C.; García Agrela, I.; Prieto Rodríguez, M. J.; Moreno Domene, M.; Fernández Martín, C.; Reguera Berenguer, L.; Orcajo Rincón, J.; Durán Barquero, C.                                                                          |     |
| <b>PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL EN RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE Y-90</b>                                                                                                                                                                | 592 |
| Martínez Francés, E.; Jiménez Albericio, J.; Ruiz Manzano, P.; Gómez González, N.; Castán Guerrero, C.; González Lizarraga, Í.; Vera Tena, D.; García Romero, A.; Ortega Pardina, P.; Calvo Carrillo, S.; Barranco López, A.                                    |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RD-DOSIMETRÍA DE PACIENTES</b>                                                                                                                                                                                                                |     |
| <b>ANALIZANDO LOS INDICADORES DE DOSIS EN ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CEREBRAL DE PACIENTES PEDIÁTRICOS EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO SON ESPASES</b>                                                                                                   | 593 |
| González Vicente, A.; Gil López, C.; Alomar Payeras, M.; Marí Palacios, A.; Font Gelabert, J. C.                                                                                                                                                                |     |
| <b>MACRO DE IMAGEJ PARA LA EVALUACIÓN SEMIAUTOMÁTICA DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL EN PATRONES CÓNICOS DE LÍNEAS</b>                                                                                                                                                | 595 |
| Llamas Martínez, P.; Trinidad Fernández, M. J.; Macías Castillo, M. J.; Mancha Mateos, P. J.                                                                                                                                                                    |     |
| <b>GESTIÓN DE SOLICITUDES Y EMISIÓN DE INFORMES DE DOSIS EN FETO CONSECUENCIA DE EXPLORACIONES RADIOLÓGICAS EN PACIENTES GESTANTES A TRAVÉS DE UN SISTEMA DE ARCHIVO Y MANEJO DE HISTORIA CLÍNICA</b>                                                           | 596 |
| García Sanz, A.; González Ruiz, C.; Cabañero Escudero, B.; Alarcía Noci, M.; Cuesta Reina, J. A.                                                                                                                                                                |     |
| <b>VALORES DE REFERENCIA DE DOSIS EN UN CT ESPECTRAL DEDICADO A CARDIOLOGÍA</b>                                                                                                                                                                                 | 599 |
| Prieto, D.; Chillida Rey, R.; Williamson, S.; Galiano, P.; Béjar, M. J.; Sevillano, D.; Moris, R.; Colmenares, R.; García, J. D.; Capuz, B.; García, F.; Cámara Gallego, M.                                                                                     |     |
| <b>EXPERIENCIA CON UN GESTOR DE DOSIS EN 12 CENTROS DE RADIODIAGNÓSTICO</b>                                                                                                                                                                                     | 601 |
| Cordón Montes, E.; Medina Campos, R.                                                                                                                                                                                                                            |     |



|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>ANÁLISIS DE LA TASA DE RECHAZO DE IMÁGENES DE RADIOLOGÍA CONVENCIONAL EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO</b>                                                                                                                                                                                                                  | 602 |
| Merino Gestoso, J.Á.; Díez Gallego, M. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; Clemente Gutiérrez, F.; Forner Forner, Á.; Chapel Gómez, M. L.; Rodríguez Hidaño, M. D. P.; Hortelano Domínguez, A. M.; Fonseca Siles, Á.; Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S.; Fustes Sanjuán, M. D. L. M.; Castro Rizos, I.; Boo Pardo, A. M.                      |     |
| <b>IMPACTO DE LA TASA DE RECHAZO DE IMÁGENES EN EL CÁLCULO DE LOS NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EN RADIOLOGÍA CONVENCIONAL</b>                                                                                                                                                                                                      | 603 |
| Merino Gestoso, J. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; Solís Preciado, N.; Díez Gallego, M. Á.; Chapel Gómez, M. L.; Clemente Gutiérrez, F.; Forner Forner, Á.; Fustes Sanjuán, M. D. L. M.; Rodríguez Hidaño, M. D. P.; Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S.; Hortelano Domínguez, A. M.; Fonseca Siles, Á.; Castro Rizos, I.; Boo Pardo, A. M. |     |
| <b>EN DIFERENTES SALAS DE INTERVENCIONISMO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 605 |
| Serrano Campillo, M.; Hernández Tébar, E.; Luján Expósito, Á.; Jiménez Rubio, P.; González López, A.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>PROCEDIMIENTO PARA EL SEGUIMIENTO DE LOS PACIENTES SOMETIDOS A ESTUDIOS CT RECURRENTES</b>                                                                                                                                                                                                                                        | 606 |
| García García, A.; Hernández Tébar, E.; Luján Expósito, Á.; Jiménez Rubio, P.; González López, A.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE UN EQUIPO TC Y COMPARACIÓN CON NRD NACIONAL</b>                                                                                                                                                                                                                                                           | 609 |
| Warzanskyj Prieto, E.; Torres Donaire, J.; Gil Agudo, A.; Villalobos Álvarez, A. M.; Zapata Jimeno, J. C.                                                                                                                                                                                                                            |     |
| <b>NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS PARA LOS ESTUDIOS MÁS FRECUENTES EN CT EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS</b>                                                                                                                                                                                                            | 611 |
| Fernández Belmonte, F.; Díaz Calzadilla, P.; Hernández Concepción, E.; Gutiérrez Rodríguez, L.; Catalán Acosta, A.                                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>RECONOCIMIENTO ÓPTICO DE OBJETOS DE TEXTO SOBRE FOTOGRAFÍAS DE INFORMES DE DOSIS</b>                                                                                                                                                                                                                                              | 613 |
| Reguilón Martín, A.; Marques Fragueta, E.; Gutierrez Ruiz, M.; Ferreiros Vazquez, N.; Alonso Muriedas, J.; Camacho De La Vega, G.; Rodríguez Cobo, C.                                                                                                                                                                                |     |
| <b>ANÁLISIS DE LOS ESTUDIOS DE ABDOMEN REALIZADOS EN DOS TAC</b>                                                                                                                                                                                                                                                                     | 615 |
| Godoy Cazorla, J. I.; Yáñez López, D. F.; Tornero López, A.; Cipitria Herrero, J.                                                                                                                                                                                                                                                    |     |
| <b>NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS PARA PROCEDIMIENTOS DE RADIOGRAFÍA Y MAMOGRAFÍA DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD</b>                                                                                                                                                                                                             | 616 |
| Gutierrez Ruiz, M.; Reguilón Martín, A.; Marques Fragueta, E.; Ferreiros Vazquez, N.; Camacho De La Vega, G.; Alonso Muriedas, J.; Rodríguez Cobo, C.                                                                                                                                                                                |     |
| <b>NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS PARA PROCEDIMIENTOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD</b>                                                                                                                                                                                                             | 618 |
| Gutierrez Ruiz, M.; Reguilón Martín, A.; Marques Fragueta, E.; Ferreiros Vazquez, N.; Camacho De La Vega, G.; Alonso Muriedas, J.; Rodríguez Cobo, C.                                                                                                                                                                                |     |
| <b>MÉTODO PARA LA OPTIMIZACIÓN DE TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS EN RADIOGRAFÍA</b>                                                                                                                                                                                                                                                          | 620 |
| Alonso Muriedas, J.; Marqués Fragueta, E.; Gutiérrez Ruiz, M.; Reguilón Martín, A.; Camacho de la Vega, G.; Ferreiros Vázquez, N.; Rodríguez Cobo, C.                                                                                                                                                                                |     |
| <b>EL CADI, UNA INICIATIVA PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROCEDIMIENTOS TC EN ANDALUCÍA</b>                                                                                                                                                                                                                                                | 622 |
| Angulo Pain, E.; Almansa Lopez, J.; Rodriguez Castillo, M.; Moise Cosano, P.; Soriano, E.; Aznar Mendez, R.                                                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                     |     |
| <b>ESTUDIO DE LAS DIFERENCIAS ENTRE RADIOFÍSICOS EN LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA DE CÁNCER DE ENDOMETRIO</b>                                                                                                                                                                                        | 624 |
| González Rodríguez, A.; Jiménez Puertas, S.                                                                                                                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>ESTUDIO DEL EFECTO DOSIMÉTRICO DE LA PRESENCIA DE CAVIDADES DE AIRE EN TRATAMIENTOS DE IRRADIACIÓN PARCIAL DE MAMA ULTRAACELERADA (VAPBI) CON BRAQUITERAPIA HDR SEGÚN FORMALISMO TG186</b>                                                                                                                                        | 626 |
| Álvarez Sánchez, V.; Aza Villarrubia, Z.; de Areba Iglesias, J.; Bermúdez Luna, R.; Retorta Fernández, P.; Martínez Barrio, D. F.                                                                                                                                                                                                    |     |
| <b>DESARROLLO DE BASE DE DATOS PARA BRAQUITERAPIA CON PYTHON Y SQLITE</b>                                                                                                                                                                                                                                                            | 627 |
| Honorato Hernández, S.; Castro Tejero, P.; Simón de Blas, R.; Hernández González, D.; Roch González, M.; Chamorro Serrano, P.                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>ANÁLISIS DE LA PUREZA DE LA FUENTE DE IR-192 DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA GAMMAMED PLUS DE VARIAN</b>                                                                                                                                                                                                                            | 629 |
| Honorato Hernández, S.; Hernández González, D.; Chamorro Serrano, P.; Castro Tejero, P.; Simón de Blas, R.; Roch González, M.                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>TABLA AWAY-ALONG MEDIANTE DETECTOR DE CENTELLEO PLÁSTICO DE LA FUENTE DE IRIDIO-192 MICROSELECTRON HDR V2</b>                                                                                                                                                                                                                     | 631 |
| Herreros Martínez, A.; Tarrats Rosell, J.; Melo, J.; Moutinho, L.; Neves, J.                                                                                                                                                                                                                                                         |     |
| <b>DISEÑO DE MOLDES MEDIANTE IMPRESORA 3D PARA BRAQUITERAPIA SUPERFICIAL</b>                                                                                                                                                                                                                                                         | 634 |
| Richart Sancho, J.; Chimeno Hernández, J. M.; Escalera Ruiz, L.; Zaragoza Carrillo, A.; Martínez Navarro, J. Á.; Palomo Llinares, R.; Sanjuanbenito Ruiz De Alda, W.; García Cases, F.                                                                                                                                               |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>COMPARACION DOSIMÉTRICA DE PLANES DE TRAMIENTO DE BRAQUITERAPIA PROSTÁTICA DE BAJA Y ALTA TASA DE DOSIS</b>                                                                                                                                                                                                                                                    | 636 |
| García Castejón, M. A.; Penedo Cobos, J. M.; Vasquez, W.; Gonzalez Abad, R.; Rincón Pérez, M.; Gomez Tejedor Alonso, S.; Morcillo García, A. B.; Martínez Felipe, A.; Olivera Vegas, J.; Azinovic Gamio, I.                                                                                                                                                       |     |
| <b>DOSIMETRÍA BASADA EN VOLUMEN VS DOSIMETRÍA BASADA EN PUNTOS EN BRAQUITERAPIA DE CÁNCER DE CÉRVIX</b>                                                                                                                                                                                                                                                           | 637 |
| Talaya Alarcon, M. S.; Rubiato Aragon, R.; Hernandez Gonzalez, D.; Honorato Hernandez, S.; Castro Tejero, P.; Lopez Rodriguez, M.; Cruz Conde, J. A.; Zaragoza Cocero, L.; Carroceda Gonzalez, S.; Murillo Gonzalez, M. T.                                                                                                                                        |     |
| <b>BRAQUITERAPIA EN CÁNCER DE ENDOMETRIO NO OPERADO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 638 |
| Talaya Alarcon, M. S.; Rubiato Aragon, R.; Hernandez Gonzalez, D.; Honorato Hernandez, S.; Castro Tejero, P.; Lopez Rodriguez, M.; Cruz Conde, J. A.; Carroceda Gonzalez, S.; Zaragoza Cocero, L.; Murillo Gonzalez, M. T.                                                                                                                                        |     |
| <b>EVALUACIÓN DE DIFERENTES MATERIALES PARA CREACIÓN DE MOLDES PERSONALIZADOS EN BRAQUITERAPIA SUPERFICIAL</b>                                                                                                                                                                                                                                                    | 639 |
| Mínguez Aguilar, C.; Plaza Núñez, R.; de la Monja Rey, P.; Martínez Valdivia, J. L.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                                                                                                             |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LA MATRIZ DE DOSIS PROPORCIONADA POR EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN BRACHYVISION</b>                                                                                                                                                                                                                                                                | 640 |
| Ruiz Manrique, C.; Fernández Benítez, M.; Moral Sánchez, S. C.; Navarro Guirado, F.; García Pareja, S.; Cenizo de Castro, E.                                                                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>ESTABLISHING A DOSIMETRIC METHODOLOGY FOR SUPERFICIAL ELECTRONIC BRACHYTHERAPY</b>                                                                                                                                                                                                                                                                             | 643 |
| AVILES LUCAS, P.; de Prez, L.; Kok, E.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |     |
| <b>COMPARACIÓN DE VOLÚMENES DE ESTRUCTURAS EN LOS PLANIFICADORES DE RADIOTERAPIA ONCENTRA Y ECLIPSE</b>                                                                                                                                                                                                                                                           | 644 |
| Granado Alonso, L.; Benito García, J. C.; Agüera Rodríguez, R.; Tenllado Baena, E.; Fernández Lara, Í. A.; Ramos Pacho, J. A.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Álvarez Pérez, J. M.; Escobar Corominas, I.; Montes Fuentes, C.; Martín Rincón, C.                                                                                                     |     |
| <b>COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE PLANIFICACIONES DIRECTA E INVERSA EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS PARA CÁNCER DE VULVA</b>                                                                                                                                                                                                                                | 645 |
| Perales Molina, Á.; Sánchez Jiménez, E.; López Romero, A.; Córdoba Lago, S.; Gil Haro, B.; Martínez Ortega, J.                                                                                                                                                                                                                                                    |     |
| <b>CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA GUIADA POR US</b>                                                                                                                                                                                                                                                 | 647 |
| Perales Molina, Á.; López Romero, A.; Sánchez Jiménez, M. E.; Escalada Pastor, C.; Liñán Rodríguez, P. M.                                                                                                                                                                                                                                                         |     |
| <b>ANÁLISIS DE LA OPTIMIZACIÓN HIPO EN PACIENTES DE HDR DE PRÓSTATA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 649 |
| Ramón García, C.; Viñals Muñoz, A.; Cabello García, P.; Aguilar Redondo, P. B.; Fayos-Solá Capilla, R.; Pedrero de Aristizábal, D.; Antolín San Martín, E.; Azcona Armendáriz, J. D.; Delgado Rodríguez, J. M.                                                                                                                                                    |     |
| <b>DETERMINACIÓN DE LA CURVA DE RESPUESTA DE LAS PELÍCULAS EBT3 CON FUENTE DE IR-192 PARA USO EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS</b>                                                                                                                                                                                                                          | 650 |
| Pérez Rodríguez, K. R.; Salas Bautista, N.; Elizalde Cabrera, J.; Rodríguez Ponce, M.; Valencia Ortega, F.; Pérez Álvarez, S. I.                                                                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>ANÁLISIS DE LA ROBUSTEZ DE LAS MÉTRICAS DE DOSIS MÁXIMA EN PIEL UTILIZADAS EN BT DE CONTACTO DE PIEL</b>                                                                                                                                                                                                                                                       | 652 |
| González Pérez, V.; Cotanda Ricart, V.; Vico Escribano, M. A.; Pallarés Ripollés, M.; Guardino de la Flor, C.; de los Dolores Alemany, V.; Hernández Trujillo, M.; Crispín Contreras, V.                                                                                                                                                                          |     |
| <b>DOSIMETRÍA POST-TRATAMIENTO MINUTOS DESPUÉS DE LA IMPLANTACIÓN EN LDR DE PRÓSTATA: QUÉ ESPERAR</b>                                                                                                                                                                                                                                                             | 653 |
| Miguel Pérez, D.; de Frutos Baraja, J. M.; Arias Lopez, M. A.; Zalama Martinez, P.; Otero de la Varga, P.; Alonso Hernandez, D.; Villar Vazquez, C.; Soto Angoña, R.; del Castillo Belmonte, A.; Donis Gil, S.; Andres Rodriguez, C.; Pena Vaquero, S.; Agulla, M.; Anton Garcia, D.; Carte Tapias, M.; Ruiz Aznar, M.; Torres Cabrera, R.; Hurtado Romero, A. E. |     |
| <b>INFLUENCIA DOSIMÉTRICA DE LA UBICACIÓN FINAL DE LAS SEMILLAS EN UN IMPLANTE DE PRÓSTATA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                    | 655 |
| Miguel Pérez, D.; Zalama Martinez, P.; Ruiz Aznar, M.; de Frutos Baraja, J. M.; Arias Lopez, M. A.; del Castillo Belmonte, A.; Hurtado Romero, A. E.; Villar Vazquez, C.; Soto, R.; Andres Rodriguez, C.; Pena Vaquero, S.; Agulla Otero, M.; Alonso Hernandez, D.; Torres Cabrera, R.                                                                            |     |
| <b>CÁLCULO DE LAS POSICIONES DE PARADA DE LA FUENTE RADIATIVA EN EL TRATAMIENTO DE QUELOIDES CON BRAQUITERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                | 657 |
| Plaza Núñez, R.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Martínez Valdivia, J. L.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C. L.; Sánchez López, R.; Sáez Beltrán, M.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Gómez Hinojal, L.; García Martín, A.                                                                                                                        |     |
| <b>ESTUDIO DEL DESPLAZAMIENTO DE CATÉTERES EN BRAQUITERAPIA HDR DE PRÓSTATA MEDIANTE IMAGEN CBCT</b>                                                                                                                                                                                                                                                              | 658 |
| Fernández Leira, C.; Pino Sorroche, F.; Slocker Escarpa, A.; Picón Olmos, C.                                                                                                                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>ESTUDIO DE LA RESPUESTA DE UN DETECTOR DE CENTELLEO INORGÁNICO COMERCIAL PARA SU USO EN DOSIMETRÍA IN VIVO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA CON CO-60</b>                                                                                                                                                                                                         | 660 |
| Rodríguez Latorre, D.; Iglesias Rodríguez, I.; Fernández Cerezo, S.; Hierro Rivero, A.; Fernández García, J.; San José Olmedo, D.; Martín Rodríguez, Z.; Sánchez Ruipérez, J.; Díaz Aviñó, C.; García Balsa, Á.; Sánchez Galiano, P. A.; Villacé Gallego, A.; Crelgo Alonso, D.                                                                                   |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA DE MICROMOSFETS EN MANIQUÍ PARA DOSIMETRÍA IN VIVO EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA</b>                                                                                                                                                                                                              | 662 |
| Gutiérrez Ruiz, M.; Alonso Muriedas, J.; Camacho de la Vega, G.; Reguilón Martín, A.; Albendea Roch, J.; Pinto Guevara, F.; García Lamela, M.; Rivero Pérez, A. L.; Anchuelo Latorre, J. T.; Bruzos López, D.; Gómez Enríquez, F.; Astudillo Olalla, R.; Ruiz Arrebola, S.; Vazquez Rodríguez, J. A.; Raba Díez, J. I.; Pacheco Baldor, M. T.; Fabregat Borrás, R. |     |
| <b>VERIFICACIÓN DE LA TASA DE DOSIS Y LA ACTIVIDAD DE LOS APLICADORES DE BRAQUITERAPIA EPIESCLERAL DE RU-106/RH-106 UTILIZANDO UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN PLANA</b>                                                                                                                                                                                                  | 665 |
| Pino Sorroche, F.; Sancho Kolster, I.; Modolell Farré, I.; Picón Olmos, C.                                                                                                                                                                                                                                                                                         |     |
| <b>EXACTITUD Y PRECISIÓN DE UN SISTEMA COMERCIAL DE TRACKING ELECTROMAGNÉTICO PARA SU USO EN BRAQUITERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                     | 667 |
| Rodríguez Latorre, D.; Fernández García, J.; Fernández Cerezo, S.; San José Olmedo, D.; Martín Rodríguez, Z.; Sánchez Ruipérez, J.; Díaz Aviñó, C.; Hierro Rivero, A.; García Balsa, Á.; Sánchez Galiano, P. A.; Villacé Gallego, A.; Crelgo Alonso, D.                                                                                                            |     |
| <b>ESTUDIO DEL EFECTO TALLO EN UN DETECTOR INORGÁNICO DE CENTELLEO EXPERIMENTAL PARA DOSIMETRÍA IN VIVO EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA CON CO-60</b>                                                                                                                                                                                                                | 669 |
| Rodríguez Latorre, D.; Fernández Cerezo, S.; Iglesias Rodríguez, I.; Hierro Rivero, A.; Fernández García, J.; San José Olmedo, D.; Martín Rodríguez, Z.; Sánchez Ruipérez, J.; Díaz Aviñó, C.; García Balsa, Á.; Sánchez Galiano, P. A.; Villacé Gallego, A.; Crelgo Alonso, D.                                                                                    |     |
| <b>ROBUSTEZ DE LA OPTIMIZACIÓN HIPO EN BRAQUITERAPIA HDR DE PRÓSTATA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 672 |
| Ramon Garcia, C.; Cabello García, J. P.; Viñals Muñoz, A.; Aguilar Redondo, P. B.; Fayos-Solá Capilla, R.; Antolín San Martín, E.; Pedrero de Aristizábal, D.; Azcona Armendáriz, J. D.; Delgado Rodriguez, J. M.                                                                                                                                                  |     |
| <b>ANÁLISIS DEL TRAMIENTO DE PRÓSTATA CON BRAQUITERAPIA DE BAJA TASA UTILIZANDO SEMILLAS DE DIFERENTE ACTIVIDAD</b>                                                                                                                                                                                                                                                | 673 |
| Plaza Núñez, R.; de la Monja Rey, P.; Mínguez Aguilar, C.; Ferrer Gracia, C. L.; Huertas Martínez, C.; Sánchez López, R.; Martínez Valdivia, J. L.; Sáez Beltrán, M.; Yang, G.; Martínez Sánchez, M.; García Martín, A.; Gómez Hinojal, L.                                                                                                                         |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |     |
| <b>VALIDACIÓN DOSIMÉTRICA DEL ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN DIRECTDENSITY</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 675 |
| Gil López, C.; González Vicente, A.; Alomar Payeras, M.; Marí Palacios, A.; Font Gelabert, J. C.                                                                                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>LA IMPORTANCIA DEL ALGORITMO EN SBRT DE PULMÓN</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 676 |
| Pizarro Trigo, F.; Martín Albina, M. L.; Morillas Ruiz, J.; Núñez Martínez, L.; Sánchez Jiménez, J.; Bengoechea Álvaro, D.; Cepas Arroyo, T.; Pérez Urbón, I.; Zaballos Carrera, S.                                                                                                                                                                                |     |
| <b>DIFERENCIAS EN OPTIMIZACIÓN Y CÁLCULO DE DOSIS ENTRE ALGORITMOS EN BRAQUITERAPIA ENDOMETRIAL</b>                                                                                                                                                                                                                                                                | 678 |
| Honorato Hernández, S.; Hernández González, D.; Castro Tejero, P.; Chamorro Serrano, P.; Simón de Blas, R.; Roch González, M.                                                                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS DEBIDO AL CAMBIO EN EL MODELADO DE LA FUENTE SECUNDARIA EN ECLIPSE 15.6.6</b>                                                                                                                                                                                                                                                          | 680 |
| Honorato Hernández, S.; Castro Tejero, P.; Hernández González, D.; Simón de Blas, R.; Roch González, M.; Chamorro Serrano, P.                                                                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>OPTIMIZACIÓN DEL FRACCIONAMIENTO PARA UN PACIENTE TRATADO DE UNA SBRT DE HÍGADO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                             | 682 |
| Sanchez Mazon, J.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>COMPARACIÓN DE ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS EN TRATAMIENTOS DE MAMA: ANÁLISIS DE COBERTURA EN PTV Y LÍMITES EN ÓRGANOS DE RIESGO</b>                                                                                                                                                                                                                          | 683 |
| Macías Castillo, M. J.; Trinidad Fernández, M. J.; Llamas Martínez, P.; Almendral Manzano, P.; Rodríguez Alarcón, C.; Carbajo Chávez, J. C.; Carrasco, D.                                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>COMPARACIÓN DE ALGORITMOS EN PLANIFICACIONES DE SBRT DE PULMÓN: ANÁLISIS DE COBERTURA Y LÍMITES EN ÓRGANOS DE RIESGO</b>                                                                                                                                                                                                                                        | 684 |
| Macías Castillo, M. J.; Trinidad Fernández, M. J.; Llamas Martínez, P.; Rodriguez Alarcón, C.; Almendral Manzano, P.; Carrasco, D.                                                                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>ANÁLISIS DE LA RELACIÓN ENTRE EL HISTOGRAMA DE APERTURA DE LÁMINAS EN TOMOTERAPIA Y EL RESULTADO EN LA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS</b>                                                                                                                                                                                                                         | 685 |
| Sánchez Ramos, A.; Vicent Granado, D.; Pérez Pavón, J.; Quiñones Rodríguez, L. Á.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>INTEGRACIÓN EN EL FLUJO CLÍNICO DE PROTONTERAPIA DE SIMULACIONES MONTE CARLO EN LA PLATAFORMA TOPAS PARA CONTROL DE CALIDAD</b>                                                                                                                                                                                                                                 | 687 |
| Viñals Muñoz, A.; Cabello García, J. P.; Azcona Armendáriz, J. D.; Pedrero de Aristizábal, D.; Aguilar Redondo, P. B.; Fayos-Solá Capilla, R.; Ramón García, C.; Delgado Rodriguez, J. M.                                                                                                                                                                          |     |
| <b>VERIQA VERSUS DOSECHECK EN SBRT DE PULMÓN PLANIFICADA CON PINNACLE</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 688 |
| Pérez Pavón, J.; Gil Conde, M.; García Reyes, M.; Lupiani Castellanos, J.; Arrocha Acevedo, J. F.                                                                                                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>EXPERIENCIA INICIAL EN EL CÁLCULO SECUNDARIO DE SBRT CON VERIQA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 690 |
| Gil Conde, M.; Pérez Pavón, J.; García Reyes, M.; Lupiani Castellanos, J.; Arrocha Acevedo, J. F.                                                                                                                                                                                                                                                                  |     |

## ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DEL CAMBIO INTER-INTRA-FRACCIÓN

### SPINE STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY UTILIZING BODY-FIX DUAL VACUUM IMMOBILIZATION SYSTEM: INTRAFRACTION MOTION ANALYSIS

Lado Cacheiro, L.; Fandiño, J. M.; Gesto, C.; Guiu, J.; Parra, V.; Soto, M.; Fernández, C.

691

### EVALUACIÓN DE LOS EFECTOS DEL ACELERADOR SOBRE EL SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE ALIGNRT

Chamorro Serrano, P.; Hernández González, D.; Simón de Blas, R.; Castro Tejero, P.; Roch González, M.; Honorato Hernández, S.; Paradelo Díaz, G.; Rosado del Castillo, R.; García Castañón, P.; Prieto Martín, C.

693

### CÁLCULO DE LOS MÁRGENES CTV-PTV A PARTIR DE IMÁGENES DE CBCT EN RADIOTERAPIA

Sánchez Casí, M.; Jiménez Puertas, S.; Castro Moreno, R.; Gonzalez Rodríguez, A.; Font Gómez, J. A.; Villa Gazulla, D.; Gandía Martínez, A.; Lozares Cordero, S.; Díez Chamarro, J.; Hernández Hernández, M.

695

### ANÁLISIS DE POSIBLES TENDENCIAS TEMPORALES EN EL POSICIONAMIENTO PRE-TRATAMIENTO CON CBCT

Sánchez Casí, M.; Jiménez Puertas, S.; Castro Moreno, R.; Gonzalez Rodríguez, A.; Font Gómez, J. A.; Villa Gazulla, D.; Gandía Martínez, A.; Lozares Cordero, S.; Díez Chamarro, J.; Hernández Hernández, M.

696

### MÉTODO DE ENTRENAMIENTO Y VERIFICACIÓN DEL POSICIONAMIENTO EN LA TÉCNICA DE DIBH

Martin Albina, M. L.; Pizarro Trigo, F.; Nuñez Martínez, L. M. D. R.; Morillas Ruíz, J.; Sánchez Jiménez, J.; Bengoechea Álvaro, D.; Cepas Arroyo, T.; Pérez Urbón, I.; Zaballos Carrera, S.

698

### PATRONES DE MOVIMIENTO PARA TRACKING (SYNCHRONY) EN TOMOTERAPIA

García Baltar, J. A.; Sedano Ferreras, P.

700

### VERIFICACIÓN OFFLINE DEL LLENADO PULMONAR EN TRATAMIENTOS DE MAMA IZQUIERDA CON DIBH

Jimenez Lopez, M. D. P.; Candon Gonzalez, C. L.; Rodríguez Rodríguez, C.; Martín Martín, G.; Vázquez Camello, V.; Cantarero Valenzuela, N.; López Fernández, A.

701

### ANALISIS DEL MOVIMIENTO PROSTÁTICO INTRAFRACCIÓN EN TIEMPO REAL MEDIANTE EL SISTEMA RAY PILOT

Penedo Cobos, J. M.; García Castejón, M. A.; Rincón Pérez, M.; Morcillo García, A. B.; Martínez Felipe, A.; Gomez Tejedor alonso, S.; Gonzalez Abad, R.; Azinovic Gamo, I.; Olivera Vegas, J.

704

### UTILIZACIÓN DE LA ACUMULACIÓN DE DOSIS BASADA EN REGISTRO DEFORMABLE PARA VALIDAR LA REDUCCIÓN DE MÁRGENES DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA DE CABEZA Y CUELLO

Castro Tejero, P.; Honorato, S.; Zaragoza, L.; Chamorro, P.; Roch, M.; Simón, R.; Cruz Conde, A.; Hernández, D.

705

### EVALUACIÓN DE LA REVISIÓN OFFLINE DE LOS CBCT DE PACIENTES DE CABEZA Y CUELLO APLICANDO MATRICES DE DEFORMACIÓN DE DOSIS EN CADA SESIÓN

Adaimi Hernández, P.; Botella Faus, P.; Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; Milanés Gaillet, A. I.; Pozo Rodríguez, G.; Manzano Rodríguez, M.; Gaitán Simón, Á.; Martín García, D.; Trápaga Porrero, V.; Ferrando Sánchez, A.; Díaz Fuentes, R.; Cabello Murillo, E.

706

### DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA PARA SIMULAR LAS CONSECUENCIAS DOSIMÉTRICAS DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO SOBRE PACIENTES EN ARCOTERAPIA

Tenllado Baena, E.; Ramos Pacho, J. A.; Granado Alonso, L.; Agüera Rodríguez, R.; Benito García, J. C.; Fernández Lara, Á. A.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Escobar Corominas, I.; Álvarez Pérez, J. M.; Montes Fuentes, C.; Martín Rincón, C.

707

### VERIFICACIÓN END TO END DE LA TÉCNICA EN INSPIRACIÓN PROFUNDA GUIADA POR SUPERFICIE CON EL MANIQUÍ CIRS Y DOSIMETRÍA EN VIVO

Navarro Ibarra, C.; Clemente Gutiérrez, F.; Díez Gallego, M. Á.; Forner Forner, A.; Merino Gestoso, J. Á.; Solís Preciado, N.; Chapel Gómez, M. L.; Castros Rizo, I.; Fonseca Silés, A.; Fustes Sanjuán, M. M.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Boo Pardo, A. M.

708

### DETERMINACIÓN DEL MARGEN DE PTV EN TRATAMIENTOS ESTEREOTÁXICOS CRANEALES CON EXACTRAC DYNAMIC

Casado Villalón, F. J.; García Pareja, S.; Martín Viera Cueto, J. A.; Arroyo Sánchez, C.; Cenizo de Castro, E.; Ruiz Manrique, C.

711

### ESTABLECIMIENTO DE TOLERANCIAS EN EL SEGUIMIENTO POR SUPERFICIE PARA PACIENTES DE PELVIS

Arroyo Sánchez, C.; Fernández Benítez, M.; Ruiz Manrique, C.; Cenizo de Castro, E.; García Pareja, S.; Martín Viera Cueto, J. A.

713

### EVALUACIÓN DE LA INCERTIDUMBRE GENERADA AL APROXIMAR EL MOVIMIENTO DE UN TUMOR COMO MOVIMIENTOS DE ISOCENTRO EN UNA APLICACIÓN DE SIMULACIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO

Tenllado Baena, E.; Ramos Pacho, J. A.; Granado Alonso, L.; Benito García, J. C.; Agüera Rodríguez, R.; Fernández Lara, A.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Álvarez Pérez, J. M.; Escobar Corominas, I.; Montes Fuentes, C.; Martín Rincón, C.

714

### EFFECTO DOSIMÉTRICO DE LAS HECES EN EL RECTO EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PRÓSTATA: ANÁLISIS EN TC DE SIMULACIÓN

Soto Búa, M.; Fandiño Lareo, J. M.; Fernández Fernández, C.; Gesto Lage, C.; Guiu Souto, J.; Lado Cacheiro, L.; Parra Osorio, V.

716

### ESTUDIO DE LA VIABILIDAD DEL CÁLCULO DE DOSIS SOBRE CBCT COMO HERRAMIENTA PARA REALIZAR RADIOTERAPIA ADAPTATIVA OFFLINE EN TRATAMIENTOS DE RECTO.

García de Acilu, P.; García Ruiz-Zorrilla, J.; Martí, J.; Prado, A.; Zucca, D.; Alonso, L.; De la Casa, M. Á.; Fernández-Letón, P.; Rubio, C.

717

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>ANÁLISIS DE LAS CORRECCIONES DE POSICIONAMIENTO MEDIANTE CBCT INTRA-FRACCIÓN EN TRATAMIENTOS DE SBRT</b>                                                                                                                                                                                                                                                         | 719 |
| García de Acilu, P.; García Ruiz-Zorrilla, J.; Hernando, O.; Martí, J.; Prado, A.; Zucca, D.; Alonso, L.; De la Casa, M. Á.; Rubio, C.; Fernández-Letón, P.                                                                                                                                                                                                         |     |
| <b>PROPUESTA DE DOS NUEVAS METODOLOGÍAS BASADAS EN ACUMULACIÓN DE DOSIS PARA ESTABLECER LOS MÁRGENES DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA DE CABEZA Y CUELLO</b>                                                                                                                                                                                                          | 720 |
| Castro Tejero, P.; Chamorro, P.; Honorato, S.; Zaragoza, L.; Roch, M.; Simón, R.; Hernández, D.; Cruz Conde, A.                                                                                                                                                                                                                                                     |     |
| <b>INMOVILIZACIÓN DE CABEZA Y CUELLO: COMPARATIVA ENTRE DIFERENTES MÁSCARAS LARGAS</b>                                                                                                                                                                                                                                                                              | 722 |
| Hernández González, D.; Castro Tejero, P.; Chamorro Serrano, P.; Roch González, M.; Honorato Hernández, S.; Talaya Alarcón, M. S.; Rubiato Aragón, R.; Carroceda González, S.; Valiente González, A.; Tortosa Caparros, E.                                                                                                                                          |     |
| <b>EVALUACIÓN CLÍNICA DEL SISTEMA DE PREPOSICIONAMIENTO GUIADO POR SUPERFICIE BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC PARA TRATAMIENTOS CRANEALES</b>                                                                                                                                                                                                                             | 724 |
| Alonso Muriedas, J.; Camacho de la Vega, G.; Reguilón Martín, A.; Gutiérrez Ruiz, M.; Astudillo Olalla, R.; Fabregat Borrás, R.; Ruiz Arrebola, S.; Gómez Enríquez, F.; Bruzos López, D.; Rivero Pérez, A. L.; Albendea Roch, J.; Pinto Guevara, F.; García Lamela, M.                                                                                              |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LA INMOVILIZACIÓN DEL SISTEMA TRUPOINT ARCH SRS/SRT</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 726 |
| Barranco López, A.; Valtueña Peydró, G.; González Lizarraga, Í.; Calderó Torra, M.; Sánchez Cortés, C.; Castán Guerrero, C.; Vera Tena, D.; Calvo Carrillo, S.; Ortega Pardina, P.; García Romero, A.                                                                                                                                                               |     |
| <b>CONTROL DE POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE: COHERENCIA ENTRE UN SISTEMA SGRT Y CBCT</b>                                                                                                                                                                                                                                                                             | 728 |
| Botella Faus, P.; Alonso Delgado, I.; Adaimi Hernández, P.; Pozo Rodríguez, G.; Rojo Navarrete, D.; Milanés Gaillet, A. I.; Rollán Plaza, R.; Trápaga Porrero, V.; Martín García, D.; Manzano Rodríguez, M.; Gaitán Simón, A.; Diaz Fuentes, R.; Ferrando Sanchez, A.; Cabello Murillo, E.                                                                          |     |
| <b>MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN EN SBRT DE PRÓSTATA CON MONITORIZACIÓN EN TIEMPO REAL</b>                                                                                                                                                                                                                                                                               | 730 |
| de la Monja Rey, P.; Plaza Nuñez, R.; Minguez Aguilar, C.; Glaría Enríquez, L.; Yang, G.; Martínez Sánchez, M.; Sánchez López, R.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                                                        |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LOS DESPLAZAMIENTOS DE TRATAMIENTOS MULTI ISOCÉNTRICOS EN IRRADIACIONES CRANEOESPINALES</b>                                                                                                                                                                                                                                                        | 731 |
| Astudillo Olalla, R.; Gómez Enríquez, F.; Fabregat Borrás, R.; Gutiérrez Ruiz, M.; Ruiz Arrebola, S.; Alonso Muriedas, J.; Camacho de la Vega, G.; Reguilón Martín, A.; Bruzos López, D.; Díaz de Cerio Martínez, I.; Corro Verde, U. A.; Martin Veganzones, M.; Valverde-Pascual, I.; Albendea Roch, J.; Pinto Guevara, F.; García Lamela, M.; Rivero Pérez, A. L. |     |
| <b>INFLUENCIA DE LA GENERACIÓN DEL CONTORNO EXTERNO DEL PACIENTE EN EL POSICIONAMIENTO CON EL SISTEMA DE SGRT BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC</b>                                                                                                                                                                                                                         | 733 |
| Astudillo Olalla, R.; Gómez Enríquez, F.; Fabregat Borrás, R.; Gutiérrez Ruiz, M.; Ruiz Arrebola, S.; Alonso Muriedas, J.; Camacho de la Vega, G.; Reguilón Martín, A.; Bruzos López, D.; Corro Verde, U. A.; Martin Veganzones, M.; Valverde-Pascual, I.; Albendea Roch, J.; Pinto Guevara, F.; García Lamela, M.; Rivero Pérez, A. L.; Anchuelo Latorre, J. T.    |     |
| <b>ESTUDIO DE LAS DIFERENCIAS EN LOS MOVIMIENTOS TRASLACIONALES ENTRE LA FUSIÓN 6D Y LA 4D EN LA TOMOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                    | 735 |
| Castanedo Álvarez, M.; Vicent Granado, D.; Sasian Cagigas, R.; Sánchez Ramos, A.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                                                                                                                                             |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LA PRECISIÓN DE UN SISTEMA DE MONITORIZACIÓN PARA PRÓSTATA BASADO EN RADIOFRECUENCIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                           | 736 |
| de la Monja Rey, P.; Minguez Aguilar, C.; Plaza Nuñez, R.; Yang, G.; Martínez Sánchez, M.; Glaría Enríquez, L.; Sánchez López, R.; Huertas Martínez, C.; Ferrer Gracia, C.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                                                        |     |
| <b>ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DIARIA EN BASE A CBCT EN PACIENTES DE CÁNCER DE PRÓSTATA COMO ESTUDIO DE LA POSIBLE IMPLANTACIÓN DE PROTOCOLOS DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA</b>                                                                                                                                                                                             | 738 |
| Lado Cacheiro, L.; Fandiño, J. M.; Gesto, C.; Guiu, J.; Parra, V.; Soto, M.; Fernández, C.                                                                                                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>ESTUDIO COMPARATIVO DE DOS SISTEMAS DE INMOVILIZACIÓN NO INVASIVA PARA TRATAMIENTOS DE ESTEREOTAXIA CRANEAL</b>                                                                                                                                                                                                                                                  | 740 |
| Montes, E.; Comas Antón, S.; Luguera Sánchez, E.; Molero Savall, J.                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>EVALUACIÓN DEL MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN DURANTE LOS TRATAMIENTOS DE ESTEREOTÁCTICA CRANEAL FRAMELESS CON UN NUEVO SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN</b>                                                                                                                                                                                                                 | 741 |
| Montes, E.; Comas Antón, S.; Molero Savall, J.; Luguera Sánchez, E.                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>COMUNICACIONES POSTERS</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 744 |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: GARANTÍA DE CALIDAD</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>TEST “END-TO-END” DE TRATAMIENTO DE IORT CEREBRAL CON MANIQUÍES ANTROPOMÓRFICOS</b>                                                                                                                                                                                                                                                                              | 744 |
| Lozares Cordero, S.; Ibáñez, R.; Castro, R.; González, A.; Carruesco, I.; Sánchez, M.; Jiménez Puertas, S.                                                                                                                                                                                                                                                          |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>ENCUESTA NACIONAL SOBRE EL USO DE LA TÉCNICA DE INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA EN TRATAMIENTOS DE MAMA</b>                                                                                                                                                                                                                   | 746 |
| Ambroa, E. M.; Valdivielso, T.; Garcia-Miguel, J.; Lizondo, M.; Navarro, D.; Lorenzo, Á.; Infestas, Á.; Ramirez, T.; López, A.; Amat, D.; Frontera, G.; Parcerisa, M.; Gallardo, Ú.; Pujol, R.; Peralta, A. A.; Colomer, M.                                                                                                     |     |
| <b>DISEÑO DE UN MANIQUÍ ESPECÍFICO PARA EL ANÁLISIS DEL SISTEMA DE POSICIONAMIENTO LÁSER EN LAS UNIDADES DE SIMULACIÓN DE RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                      | 748 |
| Cabañero Escudero, B.; García Ovejero, J.; García Sanz, A.; Cuesta Reina, J. A.; González Ruiz, C.; Ruiz Galán, G.; Soza Marañón, Á.; Becerro Morgado, J. M.                                                                                                                                                                    |     |
| <b>PROTOCOLO DE POSICIONAMIENTO PARA TRATAMIENTOS DE IRRADIACIÓN CRANEOESPINAL</b>                                                                                                                                                                                                                                              | 750 |
| Suárez Arteaga, J.; Martínez Albaladejo, M.; Ramos Amores, D.; Puchades Puchades, V.; Serna Berna, A.                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE ACELERADOR PORTÁTIL DE ELECTRONES PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA</b>                                                                                                                                                                                                                         | 751 |
| Megías Ruiz, J. M.; Garcia Ovejero, J.; García Agrela, I.; Ayala Lazaro, R.; García Hernandez, M. J.                                                                                                                                                                                                                            |     |
| <b>DETERMINACIÓN DE LA DESVIACIÓN DEL EJE CENTRAL DEL HAZ DE RADIACIÓN DE FOTONES EN FUNCIÓN DEL ÁNGULO DE GANTRY</b>                                                                                                                                                                                                           | 753 |
| Luján Expósito, Á.; Ortega González, A.; Hernández Tébar, E.; Jiménez Rubio, P.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>DETERMINACIÓN DEL RANGO ANGULAR DE PERTURBACIÓN DE LA MESA DE TRATAMIENTO SOBRE EL PERFIL DE RADIACIÓN DE UN HAZ DE FOTONES</b>                                                                                                                                                                                              | 755 |
| Luján Expósito, ?.; Ortega González, A.; Jiménez Rubio, P.; Hernández Tébar, E.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>MEDIDA DE LA ESTABILIDAD ANGULAR DEL PERFIL DE RADIACIÓN DE FOTONES CON MATRIZ PLANA DE DETECTORES Y MANIQUÍ ROTATORIO</b>                                                                                                                                                                                                   | 757 |
| Luján Expósito, Á.; Ortega González, A.; Hernández Tébar, E.; Jiménez Rubio, P.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>COMPARATIVA DE DOS MÉTODOS DE VERIFICACIÓN DEL ISOCENTRO DE RADIACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL</b>                                                                                                                                                                                                                            | 760 |
| Luján Expósito, Á.; Moreno Cano, R.; Hernández Tébar, E.; Jiménez Rubio, P.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                                                                               |     |
| <b>COMPARACIÓN DE RESULTADOS EN LA VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO BASADA EN EPID ENTRE PORTAL DOSIMETRY (VARIAN) Y FRACTION O (SUN NUCLEAR)</b>                                                                                                                                                                                   | 762 |
| Clemente Gutiérrez, F.; Forner Forner, Á.; Díez Gallego, M. Á.; Merino Gestoso, J. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; Solís Preciado, N.; Chapel Gómez, M. L.; Castro Rizos, I.; Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S.; Fonseca Siles, Á. M.; Fustes Sanjuán, M. M.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Boo Pardo, A. M. |     |
| <b>IMPLEMENTACIÓN DEL TABLERO DE FIBRA DE CARBONO DE UNA MESA DE TRATAMIENTOS EN EL CÁLCULO DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN (TPS)</b>                                                                                                                                                                                              | 764 |
| Martín Rodríguez, J.; Ramos Caballero, L. J.; Solís Preciado, N.; Elías Zapata, J.; Matito Escorihuela, V. M.; Ortiz Sierra, B.; Miguel Álvarez, L.                                                                                                                                                                             |     |
| <b>RESULTADOS PRELIMINARES EN LA IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DE LA PLATAFORMA DE CÁLCULO REDUNDANTE BASADA EN MONTE CARLO VERIQA</b>                                                                                                                                                                                                 | 765 |
| Clemente Gutiérrez, F.; Forner Forner, Á.; Díez Gallego, M. Á.; Merino Gestoso, J. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; Solís Preciado, N.; Chapel Gómez, M. L.; Castro Rizos, I.; Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S.; Fonseca Siles, Á.; Fustes Sanjuán, M. M.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rodríguez Hidalgo, M. P.; Boo Pardo, A. M.    |     |
| <b>COMISIONADO DE LA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN DE PRODUCTOS HEMODERIVADOS EN UN ACELERADOR ELEKTA VERSA HD</b>                                                                                                                                                                                                                     | 767 |
| Martín Rodríguez, J.; Ramos Caballero, L. J.; Solís Preciado, N.; Matito Escorihuela, V. M.; Ortiz Sierra, B.; Miguel Álvarez, L.; Elías Zapata, J.                                                                                                                                                                             |     |
| <b>CONCORDANCIA ENTRE PLACAS RADIOCRÓMICAS Y EQUIPO CON ARRAY DE DETECTORES PARA LA MEDIDA DE LA COINCIDENCIA ISOCENTRO MECÁNICO Y DE RADIACIÓN EN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES</b>                                                                                                                                          | 769 |
| Torres Sánchez, J.; Cano Iglesias, E.; Martínez Cobo, R.                                                                                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>CONTROL DE CALIDAD DE PLANES CON GATING EN UN ACELERADOR TRUE BEAM CON EL SISTEMA RPM DE VARIAN</b>                                                                                                                                                                                                                          | 771 |
| Granado Alonso, L.; Álvarez Pérez, J. M.; Agüera Rodríguez, R.; Benito García, J. C.; Fernández Lara, Á. A.; Tenllado Baena, E.; Ramos Pacho, J. A.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Escobar Corominas, I.; Montes Fuentes, C.; Martín Rincón, C.                                                                   |     |
| <b>QA 6DOF ROBOTIC COUCH</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 772 |
| Núñez Martínez, L. M. D. R.; Martín Albina, M. L.; Sánchez Jiménez, J.; Bengoechea Álvaro, D.; Pizarro Trigo, F.; Pérez Urbon, I. A.; Morillas Ruiz, J.; Zaballos Carrera, S.; Cepas Arroyo, T.                                                                                                                                 |     |
| <b>VENTAJAS Y APLICACIONES CLÍNICAS DE UN PLAN HYPERARC EN EL TRATAMIENTO DE METÁSTASIS MÚLTIPLES EN EL CEREBRO</b>                                                                                                                                                                                                             | 774 |
| Alonso Etxarri, M.; Gonzalez, L.; Palacios Moreno, S.                                                                                                                                                                                                                                                                           |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                       |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>CONTROL DE CALIDAD DE LA CONCORDANCIA EN LA RECONSTRUCCIÓN DE FASES RESPIRATORIAS PARA EL SISTEMA GATING RPM (VARIAN)</b>                                                                                                                                                          | 775 |
| Agüera Rodríguez, R.; Granado Alonso, L.; García Repiso, S.; Benito García, J. C.; Fernández Lara, ? A.; Tenllado Baena, E.; Ramos Pacho, J. A.; Hernández Rodríguez, J.; Escobar Corominas, I.; Álvarez Pérez, J. M.; Montes Fuentes, C.; Martín Rincón, C.                          |     |
| <b>ESTUDIO COMPARATIVO DE DOSIS EN ISOCENTRO EN ESTUDIOS CBCT PARA POSICIONAMIENTO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA</b>                                                                                                                                                        | 777 |
| Hernández Tébar, E.; Luján Expósito, Á.; Jiménez Rubio, P.; Ortega González, A.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA 4D</b>                                                                                                                                                                                                                  | 779 |
| Caballero Pinelo, R.                                                                                                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>DIFERENCIAS EN LA DOSIMETRÍA CLÍNICA PRODUCIDAS POR DIFERENTES ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN</b>                                                                                                                                                                                    | 779 |
| Marín Caba, A.; Álvarez Amo, C.; Jover Pérez, C. I.; Reinoso Cobo, J. M.                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>CONTROL DE CALIDAD PRE TRATAMIENTOS SRS/SBRT DE MESA ROBOTIZADA CON SEIS GRADOS DE LIBERTAD</b>                                                                                                                                                                                    | 781 |
| Collado Chamorro, P. M.; López Corella, A.; Vázquez Galiñanes, A.; Olasolo Alonso, J.; Martínez Sanchez, S.; Sanz Freire, C. J.                                                                                                                                                       |     |
| <b>EVALUACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DEL MLC DEL HALCYON: COMPARACIÓN CON DIFERENTES ACELERADORES</b>                                                                                                                                                                                     | 782 |
| Sánchez Ruipérez, J.; García Balsa, A.; Martín Rodríguez, Z.; Hierro Rivero, A.; Díaz Aviñó, C.; Villacé Gallego, A.; Crelgo Alonso, D.; Rodríguez Latorre, D.; Fernandez Cerezo, S.; Suarez Alvarez, N.; San Jose Olmedo, D.; Sánchez Galiano, P.; Fernandez García, J.              |     |
| <b>CONTROL DE CALIDAD PRE-TRATAMIENTO DE PLANES SBRT Y SRS</b>                                                                                                                                                                                                                        | 784 |
| Olasolo Alonso, J.; López Corella, A.; Vázquez Galiñanes, A.; Collado Chamorro, P.; Sanz Freire, C. J.; Pérez Saez, B.; Cruz Escalona, Z.                                                                                                                                             |     |
| <b>PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA IN-VIVO BASADO EN IMAGEN PORTAL</b>                                                                                                                                                                                                   | 785 |
| Olasolo Alonso, J.; Sanz Freire, C. J.; Collado Chamorro, P. M.; Vázquez Galiñanes, A.; López Corella, A.; Tomey Montesinos, Á.; Lopo Casqueiro, N.                                                                                                                                   |     |
| <b>REVISIÓN DE DATOS DOSIMÉTRICOS PARA CONOS ESTEREOTÁCTICOS DE RADIOCIRUGÍA, IMPLICANDO LA APLICACIÓN DEL CÓDIGO DE PRÁCTICA CONJUNTO IAEA-AAPM PARA HACES PEQUEÑOS</b>                                                                                                              | 786 |
| Caballero Pinelo, R.                                                                                                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD</b>                                                                                                                                                                                                                     |     |
| <b>REPROCESAMIENTO DE IMAGEN DICOM SPECT PARA FUSIÓN CON IMÁGENES DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                  | 787 |
| Sánchez Jiménez, J.; Núñez Martínez, L. M. R.; Martín Albina, M. L.; Morillas Ruiz, J.; Pizarro Trigo, F.; Bengoechea Álvaro, D.; Cepas Arroyo, T.; Crespo Mesa, M. S.; Pérez Urbón, I. A.; Zaballos Carrera, S.                                                                      |     |
| <b>ANÁLISIS CUANTITATIVO DE LA LINEALIDAD INTRÍNSECA DE UNA GAMMACÁMARA</b>                                                                                                                                                                                                           | 789 |
| RETORTA FERNÁNDEZ, P.; Béjar Navarro, M. J.; Prieto Morán, D.; Cámara Gallego, M.; Capuz Suárez, A. B.; Colmenares Fernández, R.; García Fuentes, J. D.; Moris Pablos, R.; Sevillano Martínez, D.; Galiano Fernández, P.; Williamson Puente, S.; Chillida Rey, R.; García Vicente, F. |     |
| <b>PROPUESTA DE SOFTWARE PARA LA IMPLEMENTACIÓN DE LA PRUEBA DE LINEALIDAD PET DEL PROTOCOLO EFOMP</b>                                                                                                                                                                                | 791 |
| Gañán Mora, A.; Córdoba Gómez, D.; Fernández Soto, J. M.                                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>EFFECTO DEL FILTRO DE COBRE AL MEDIR INDIO-111 EN UN ACTIVÍMETRO</b>                                                                                                                                                                                                               | 792 |
| Macías Castillo, M. J.; Trinidad Fernández, M. J.; Llamas Martínez, P.; Delgado Aparicio, J. M.                                                                                                                                                                                       |     |
| <b>ACEPTACIÓN DE GAMMACÁMARA PORTATIL CON SISTEMA ÓPTICO SENTINELLA HORUS</b>                                                                                                                                                                                                         | 793 |
| Macías Castillo, M. J.; Trinidad Fernández, M. J.; Llamas Martínez, P.; Delgado Aparicio, J. M.                                                                                                                                                                                       |     |
| <b>COMPARACIÓN DE CARACTERÍSTICAS DE PET DISCOVERY DMI GEN2 DE 4 Y 5 ANILLOS SEGÚN PRUEBAS NEMA</b>                                                                                                                                                                                   | 795 |
| Martín Veganzones, M.; Minguez Gabiña, P.; Gallardo Rodríguez, N.; Espinosa Sola, J. M.                                                                                                                                                                                               |     |
| <b>DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA PARA LA VALIDACIÓN DEL ENSAYO DE CALIBRACIÓN DEL PROGRAMA DE ACREDITACIÓN EARL</b>                                                                                                                                                                   | 797 |
| Cuesta Reina, J. A.; Cabañero Escudero, B.; Alarcia Noci, M.; García Ovejero, J.; García Sanz, A.; González Ruiz, C.                                                                                                                                                                  |     |
| <b>METODOLOGÍA DE MEDICIÓN RÁPIDA DE CURVA DE RESPUESTA DE DETECTOR GAMMAGRÁFICO</b>                                                                                                                                                                                                  | 800 |
| Luján Expósito, Á.; Blasco Avellaneda, D.; Jiménez Rubio, P.; Hernández Tébar, E.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                               |     |
| <b>CALIBRACIÓN DE UN EQUIPO PET/CT PARA ADQUISICIONES DE ESTUDIOS DOSIMÉTRICOS POST-TRATAMIENTO CON MICROESFERAS DE 90Y SIGUIENDO EL PROTOCOLO QUEST</b>                                                                                                                              | 801 |
| Carrasco Vela, N.; Caraballo, V. J.; Calatayud Jordan, J. M.; Tejedor Aguilar, N.; Chimeno Hernández, J. M.; Mingarro Carceller, J.; Olivas, C.; Perez Enguix, D.; Bello Arqués, P.; Torres Espallardo, I.                                                                            |     |
| <b>PRUEBAS TOMOGRAFICAS EN LA GAMMACAMARA CZT GE STARGUIDE</b>                                                                                                                                                                                                                        | 804 |
| Seoane Ramallo, A.; Pie Padro, S.; Naise Tapia, I.; Herreras Guerrero, F. J.; Castillo Martinez, M. E.; Aguade Bruix, S.                                                                                                                                                              |     |
| <b>ELABORACIÓN DE MANIQUÍ DE INUNDACIÓN DE ESTRELLA PARA LA MEDICIÓN DE LA MTF DE GAMMACÁMARA EN CONDICIONES EXTRÍNSECAS</b>                                                                                                                                                          | 806 |
| Jiménez Rubio, P.; Blasco Avellaneda, D.; Luján Expósito, Á.; Hernández Tébar, E.; González López, A.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                           |     |



|                                                                                                                                                                                                                                                                                       |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>EFFECTO DE LA DISTANCIA FUENTE-DETECTOR EN LA RESOLUCIÓN DE ESPACIAL DE LA IMAGEN GAMMAGRÁFICA</b>                                                                                                                                                                                 | 809 |
| Jiménez Rubio, P.; Blasco Avellaneda, D.; Luján Exposito, Á.; Hernández Tébar, E.; González López, A.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                           |     |
| <b>CONTROL DE CALIDAD DE PROTOCOLOS CLÍNICOS EN MEDICINA NUCLEAR</b>                                                                                                                                                                                                                  | 811 |
| Agüera Rodríguez, R.; Álvarez Pérez, J. M.; Cañadas Salazar, J. C.; Montes Fuentes, C.; Benito García, J. C.; Escobar Corominas, I.; Hernández Rodríguez, J.; Fernández Lara, Á. A.; Ramos Pacho, J. A.; Tenllado Baena, E.; Granado Alonso, L.; García Repiso, S.; Martín Rincón, C. |     |
| <b>CARACTERIZACIÓN DE UN COLIMADOR MULTIPINHOLE DE ALTA ENERGÍA EN UN EQUIPO U-SPECT/PET/CT DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES PRECLÍNICAS DE PEQUEÑOS ANIMALES DE FORMA DUAL</b>                                                                                                             | 812 |
| Echegoyen Ruiz, P.; Prieto Azcárate, E.; Ecay Ilzarbe, M.; Cuenca Bandín, T.; Collantes Martínez, M.; Peñuelas Sánchez, I.; Marti Climent, J. M.                                                                                                                                      |     |
| <b>CARACTERIZACIÓN DE UNA GAMMACÁMARA (GC) PARA LA SIMULACIÓN DE ESTUDIOS DE NEUROTRANSMISIÓN CON TÉCNICAS MONTE CARLO</b>                                                                                                                                                            | 814 |
| Rochera Alba, J. P.; Serrano Rueda, S.; Tudela Fernández, R.; Ros, D.; Pavía, J.; Niñerola Baizán, A.                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>VERIFICACIÓN DE LA CALIDAD DIAGNÓSTICA DE ESTUDIOS UF DE GAMMAGRAFÍA ÓSEA EN UN SPECT-CT</b>                                                                                                                                                                                       | 816 |
| Gey Segade, M. A.; Hernández Concepción, E.; Catalan Acosta, A.; Fernández Belmonte, F.; Gutiérrez Rodríguez, L.                                                                                                                                                                      |     |
| <b>INFLUENCIA DEL TIEMPO DE ADQUISICIÓN Y EL ÁNGULO DE GIRO DEL DETECTOR EN LA CALIDAD DE IMAGEN PARA ESTUDIOS ULTRA FAST DE GAMMAGRAFÍA ÓSEA EN SPECT-CT</b>                                                                                                                         | 817 |
| Gey Segade, M. A.; Hernández Concepción, E.; Catalan Acosta, A.; Fernández Belmonte, F.; Díaz Calzadilla, P.                                                                                                                                                                          |     |
| <b>CONTROL DE CALIDAD DEL CO-REGISTRO EN EQUIPOS PET HÍBRIDOS</b>                                                                                                                                                                                                                     | 819 |
| Sánchez García, M. J.; Carles Fariña, M.                                                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>QC-PET: SCRIPTS EN PYTHON PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL PET</b>                                                                                                                                                                                                                   | 820 |
| Castán Guerrero, C.; Jiménez Albericio, J.; Gómez González, N.; Ruiz Manzano, P.; González Lizarraga, Í.; Vera Tena, D.; Barranco López, A.; Calvo Carrillo, S.; Ortega Pardina, P.; García Romero, A.                                                                                |     |
| <b>MTF EN SFOV SENTINELLA HORUS: EFECTO DE LA DISTANCIA FUENTE-PINHOLE</b>                                                                                                                                                                                                            | 823 |
| Jiménez Rubio, P.; Blasco Avellaneda, D.; Luján Exposito, Á.; Hernández Tébar, E.; González López, A.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                           |     |
| <b>COLIMADOR CONFOCAL SENTINELLA HORUS: EFECTOS SOBRE LA ADQUISICIÓN</b>                                                                                                                                                                                                              | 825 |
| Luján Expósito, Á.; Blasco Avellaneda, D.; Jiménez Rubio, P.; Hernández Tébar, E.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                               |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA PARA SPECT-CT DE UN MANIQUÍ CEREBRAL CON LU-177</b>                                                                                                                                                                       | 826 |
| Estrada García, R.; Escobar Cerezo, J.; Triviño Ibañez, E. M.; Rodríguez Fernandez, A.; Gomez Rio, M.                                                                                                                                                                                 |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RD-TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD</b>                                                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>SOFTWARE PARA ANÁLISIS AUTOMÁTICO DE IMÁGENES DEL MANIQUÍ CATPHAN 600 PARA DETERMINAR LA CALIDAD DE IMAGEN DE TC</b>                                                                                                                                                               | 827 |
| García Agrela, I.; Alarcía Noci, M.                                                                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>ESTIMACIÓN EXPERIMENTAL DE LOS COEFICIENTES DE ROBSON EN TOMOSÍNTESIS</b>                                                                                                                                                                                                          | 829 |
| Honorato Hernández, S.; García Castañón, P.; Rosado del Castillo, R.; Paradela Díaz, G.; Prieto Martín, C.; Chamorro Serrano, P.                                                                                                                                                      |     |
| <b>¿QUÉ PUEDEN APORTAR LOS ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN BASADOS EN INTELIGENCIA ARTIFICIAL?</b>                                                                                                                                                                                       | 831 |
| Gañán Mora, A.; Sánchez Casanueva, R.; Fernández Soto, J. M.                                                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>OBTENCIÓN DE LA CTF DE UN SISTEMA MAMOGRAFICO A PARTIR DE LA IMAGEN DE UN PATRÓN DE BARRAS</b>                                                                                                                                                                                     | 832 |
| Lozano Martínez, F. R.; Rot San Juan, M. J.; Martínez Gómez, L. C.; Gilarranz Moreno, R.                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>ESTIMACIÓN DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL EN UN SISTEMA DE TOMOSÍNTESIS DIGITAL DE MAMA CON UN MANIQUÍ DE DISEÑO PROPIO</b>                                                                                                                                                             | 833 |
| Simancas Ortiz de Zárate, F.; Cano Iglesias, E.; Torres Sánchez, J.; Martínez Luna, R. J.; Miñano Herrero, J. A.                                                                                                                                                                      |     |
| <b>INFLUENCIA DE LA TENSIÓN DE ADQUISICIÓN EN LA CALIDAD DE IMAGEN PARA UN CT ESPECTRAL DE DOBLE CAPA DE DETECTORES</b>                                                                                                                                                               | 836 |
| Prieto, D.; Williamson, S.; Chillida Rey, R.; Galiano, P.; Béjar, M. J.; Capuz, B.; Cámara, M.; Colmenares, R.; García, J. D.; Sevillano, D.; Moris, R.; García, F.                                                                                                                   |     |
| <b>EFFECTO TALÓN EN MAMOGRAFÍA: MEDIDAS CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA Y COMPARACIÓN DE EQUIPOS</b>                                                                                                                                                                                        | 839 |
| Luján Expósito, Á.; Blasco Avellaneda, D.; Jiménez Rubio, P.; Hernández Tébar, E.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                               |     |
| <b>APLICACIÓN DEL OBSERVADOR MODELO NPWE COMO ALTERNATIVA AL ANÁLISIS TAMAÑO DE DETALLE-CONTRASTE EN MAMOGRAFÍA DIGITAL</b>                                                                                                                                                           | 841 |
| Cuenca Bandín, T.; Ronda Peñacoba, S.; Pérez Gómez, F.; Fernández Iglesias, A.; Fuentesmilla Urió, N.; de la Llana Granja, V.; Miquélez Alonso, S.; Caudepón Moreno, F.; Bragado Álvarez, L.; Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, F.; Lamaison Vidarte, M.                        |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>DETERMINACIÓN DE LA RELACIÓN SEÑAL-RUIDO A LA ENTRADA PARA EL CÁLCULO DE LA DQE EN EQUIPOS DE FLUOROSCOPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                 | 843 |
| Jiménez Rubio, P.; González López, A.; Luján Exposito, Á.; Hernández Tébar, E.; Buades Forner, M. J.                                                                                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>ENERGÍA EFECTIVA DE LAS RECONSTRUCCIONES VIRTUALES MONOENERGÉTICAS EN UN TC DE ENERGÍA DUAL</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                | 844 |
| Merino Gestoso, J. Á.; Solís Preciado, N.; Díez Gallego, M. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; Forner Forner, Á.; Clemente Gutiérrez, F.; Chapel Gómez, M. L.; Hortelano Domínguez, A. M.; Rodríguez Hidaño, M. D. P.; Molina Cruz, R.; Fustes Sanjuán, M. D. L. M.; Castro Rizos, I.; Fonseca Siles, Á.; Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S.; Boo Pardo, A. M.; Santamarta Pastrana, C. M. |     |
| <b>ESTUDIO DE LA EXACTITUD Y PRECISIÓN DEL ALGORITMO DE CORRECCIÓN DE ARTEFACTO METÁLICO EN UN TC SIMULADOR</b>                                                                                                                                                                                                                                                                   | 846 |
| Agüera Rodríguez, R.; Hernández Rodríguez, J.; Escobar Corominas, I.; Gómez Llorente, P. L.; Benito García, J. C.; Álvarez Pérez, J. M.; Montes Fuentes, C.; Fernández Lara, Á. A.; Ramos Pachó, J. A.; Granado Alonso, L.; Tenllado Baena, E.; García Repiso, S.; Martín Rincón, C.                                                                                              |     |
| <b>FLUOROSCOPIA DIGITAL CON CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN BASADO EN CALIDAD DE IMAGEN: EVALUACIÓN DE LAS DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN.</b>                                                                                                                                                                                                                                        | 848 |
| Garayoa Roca, J.; Valverde Morán, J.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>APLICACIÓN PRÁCTICA DE MÉTODOS MONTE CARLO EN RADIODIAGNÓSTICO: EQUIVALENCIA DE ESPESORES DE AL Y PMMA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                     | 849 |
| Rodríguez Aranda, A.; Yáñez López, D.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |     |
| <b>RESULTADOS DE APLICACIÓN DEL NUEVO PROTOCOLO DE LA IAEA DE DOSIMETRÍA EN TC DE HAZ ANCHO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 851 |
| Caudepon Moreno, F.; Pérez Gómez, F.; Fernandez Iglesias, A.; Miquelez Alonso, S.; Ronda Peñacoba, S.; Fuentemilla Urió, N.; De La Llana Granja, V.; Lamaison Vidarte, M.; Bragado Alvarez, L.; Mañeru Camara, F.; Pellejero Pellejero, S.                                                                                                                                        |     |
| <b>CÁLCULO DE LA MTF EN DETECTORES DIGITALES A PARTIR DE DIFERENTES MÉTODOS</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 853 |
| Pérez Rios, L.; Granado Olmedo, J. M.; Angulo Paín, E.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |     |
| <b>ESTIMACIÓN DE CURVAS CONTRASTE-DETALLE EN EQUIPOS TC. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA DETECTABILIDAD DE BAJO CONTRASTE (LCD)</b>                                                                                                                                                                                                                                                    | 854 |
| Almansa López, J.; Herrera Garraón, E.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |     |
| <b>ANÁLISIS DE LAS RECONSTRUCCIONES MONOENERGÉTICAS DE DISTINTAS CASAS COMERCIALES DE CT MEDIANTE EL MANIQUÍ CATPHAN 700</b>                                                                                                                                                                                                                                                      | 857 |
| Fernandez Iglesias, A.; Perez Gomez, F.; Caudepon Moreno, F.; Fuentemilla Urió, N.; De la Llana Granja, V.; Ronda Peñacoba, S.; Lamaison, M.; Bragado Alvarez, L.; Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, S.; Miquelez Alonso, S.                                                                                                                                                |     |
| <b>DESARROLLO DE UN SOFTWARE DE ANÁLISIS AUTOMÁTICO EN MATLAB R2021A PARA UN MANIQUÍ DE TAMAÑO DE DETALLE – CONTRASTE UMBRAL EN TOMOSÍNTESIS DE MAMA</b>                                                                                                                                                                                                                          | 858 |
| Fernandez Iglesias, A.; Miquelez Alonso, S.; Caudepon Moreno, F.; Perez Gomez, F.; Fuentemilla Urió, N.; De la Llana Granja, V.; Ronda Peñacoba, S.; Lamaison, M.; Bragado Alvarez, L.; Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, S.                                                                                                                                                |     |
| <b>CONTROL DE CALIDAD PARA EVALUAR LA REPRODUCIBILIDAD EN LA CALIBRACIÓN, DETECCIÓN DE BORDES Y MÉTRICAS RADIÓMICAS DE LOS EQUIPOS TC</b>                                                                                                                                                                                                                                         | 860 |
| Saborido Moral, J. D.; Carles Fariña, M.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |     |
| <b>VALIDACIÓN DE UN SOFTWARE DE CUANTIFICACIÓN DE LA DENSIDAD MAMARIA CON MANIQUÍES DIGITALES</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 862 |
| Solís Preciado, N.; Sechopoulos, I.; Caballo, M.; Hill, M.; Merino Gestoso, J. Á.; Chapel Gómez, M. L.; Díez Gallego, M. Á.; Navarro Ibarra, C. A.; Clemente Gutiérrez, F.; Forner Forner, Á.                                                                                                                                                                                     |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: INVESTIGADORES NOVELES</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |     |
| <b>MONITORIZACIÓN DE LA DOSIS EN MANOS, EFECTIVA Y EN TIEMPO REAL DEL PERSONAL DE MEDICINA NUCLEAR DURANTE EL TRATAMIENTO DE TUMORES NEUROENDOCRINOS CON LU-177-DOTATATE</b>                                                                                                                                                                                                      | 865 |
| Riveira-Martin, M.; Struelens, L.; Schoonjans, W.; Sánchez Díaz, I. J.; Muñoz Iglesias, J.; Nogueiras Alonso, J. M.; Gómez, F. S.; Salgado Fernández, M.; López Medina, A.                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>EVALUACIÓN DE DOSIS EQUIVALENTE EN PIEL EN LA PREPARACIÓN DE MANIQUÍES PARA PRUEBAS NEMA EN PET</b>                                                                                                                                                                                                                                                                            | 867 |
| Agüera Rodríguez, R.; Álvarez Pérez, J. M.; Montes Fuentes, C.; Escobar Corominas, I.; Benito García, J. C.; Fernández Lara, Á. A.; Ramos Pachó, J. A.; Tenllado Baena, E.; Granado Alonso, L.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Martín Rincón, C.; Gómez Llorente, P. L.                                                                                              |     |
| <b>VARIACIÓN DE RETENCIÓN POR CICLO DE TRATAMIENTO DE LU177- DOTATATE Y LU177-PSMA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 868 |
| Liñán Rodríguez, P.; Braña Carballo, G.; Escalada Pastor, C.; Gonzalez Gonzales, V.; López Romero, A.; Torres López, M.; Montes Uruén, A.                                                                                                                                                                                                                                         |     |
| <b>DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE LA ACTIVIDAD EN LOS RESIDUOS DE TRATAMIENTOS CON 90Y-MICROESFERAS DE VIDRIO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                       | 870 |
| Álvarez Pérez, J. M.; Agüera Rodríguez, R.; Caminero López, F. G.; Montes Fuentes, C.; Escobar Corominas, I.; Benito García, J. C.; Granado Alonso, L.; Fernández Lara, Á. A.; Ramos Pachó, J. A.; Tenllado Baena, E.; Hernández Rodríguez, J.; García Repiso, S.; Martín Rincón, C.                                                                                              |     |
| <b>ESTUDIO EN REDUCCIÓN DEL TIEMPO DE ADQUISICIÓN DE TOMOGRAFÍAS DE DATSCAN EN SPECT-TC DIGITAL</b>                                                                                                                                                                                                                                                                               | 872 |
| Pagès Pérez, A.; Badenes Romo, A.; Reynés Llompарт, G.; Mora, J.; Picón, C.                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |     |

**CREACIÓN DE UN MANIQUÍ PARA QA DE SONDAS INTRAOPERATORIAS EN CONDICIONES CLÍNICAS** 873  
Lusa, T.; Camacho López, C.; Marín López, M. T.; Asensio Llobat, F.; Velasco Fernández, C.; Mosquera Cereijo, I.

**REPRODUCIBILIDAD DE LA SEGMENTACIÓN DE ÓRGANOS PARA DOSIMETRÍA DE LU-177 CON IMAGEN PLANAR** 874  
Liñán Rodríguez, P.; Torres López, M.; Escalada Pastor, C.; Montes Uruén, A.; Gonzalez Gonzalez, V.; López Romero, A.

#### ÁREA TEMÁTICA: RD-INVESTIGADORES NOVELES

**USO DEL GESTOR DE DOSIS DOSE QALUM PARA LA DETERMINACIÓN DE NIVELES DE REFERENCIA DE DIAGNÓSTICO (NRD) EN TC TÓRAX Y SU COMPARACIÓN CON EL ESTUDIO DOPOES II** 876  
Barceló Pagès, M.; Ruiz, A.; Domínguez, A.; Tejedor, N.; Ansón, C.; Leo, F.; Jornet, N.; Vivancos, H.; Pérez-Alija, J.; Gallego, P.; García, N.; Carrasco de Fez, P.

**IMPACTO DEL CAMBIO TECNOLÓGICO EN TC PARA EXPLORACIONES CARDÍACAS: CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS** 879  
Domínguez Perea, A.; Barceló, M.; Ruiz, A.; Tejedor, N.; Leo, F.; Ansón, C.; Jornet, N.; Gallego, P.; Perez-Alija, J.; Garcia, N.; Vivancos, H.; Carrasco, P.

**COMPARACIÓN DE LOS INDICADORES DE DOSIS EN EXPLORACIONES DE RADIOLOGÍA GENERAL CON LOS DRLS EUROPEOS Y DOPOES II** 881  
González Kólmel, E.; López Castro, M. Á.; Pérez Fernández, M.; Medina Jiménez, E.; Otero Martínez, C.; Camino Martínez, J. M.; Sánchez García, M.; Mosquera Sueiro, J.; Lobato Busto, R.; Luna Vega, V.; Pombar Cameán, M.

**REDUCCIÓN DE DOSIS DEBIDO A LAS MEJORAS TÉCNICAS EN EQUIPOS INTERVENCIONISTAS DE PHILIPS** 883  
González González, V.; López Romero, A.; Liñán Rodríguez, P. M.; De la Cruz Hernando, M.; Gómez Gascón, Á.; Aldana Rodriguez, S.; Pifarré Martínez, X.

**INTERCOMPARACIÓN DE CÁMARAS LÁPIZ PARA MEDIDA DE CTDIAIRE Y VALIDACIÓN DE LA ESTIMACIÓN DE CTDIVOL EN BASE A LAS MEDIDAS EN AIRE** 884  
Herrera Garralón, E.; Lupiani Castellanos, J.; Angulo Paín, E.; Almansa López, J.

**MÉTODO ALTERNATIVO PARA EL CÁLCULO DE CTDI CON FILTROS DE ESTAÑO** 887  
González González, V.; Liñán Rodríguez, P. M.; López Romero, A.; Pifarré Martínez, X.

## COMUNICACIONES POSTERS

 888

#### ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN

**EVALUACIÓN DE LA INFLUENCIA DEL FACTOR DE CORRECCIÓN POR RECOMBINACIÓN DE UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN EN LA MEDIDA DEL RENDIMIENTO EN PROFUNDIDAD** 888  
Berenguer Serrano, R.; de la Vara Olivas, V.; Monasor Denia, P.; Núñez Quintanilla, A. T.; Rivera Giménez, M.; Villas Sánchez, M. V.; Sabater Martí, S.

**IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL ALGORITMO IMAR DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN LA SIMULACIÓN DE HACES DE RAYOS X DE ALTA ENERGÍA** 890  
González Vicente, A.; Alomar Payeras, M.; Gil López, C.; Marí Palacios, A.; Font Gelabert, J. C.

**EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO EN LA SIMULACIÓN DE HACES DE RAYOS X DE ALTA ENERGÍA CON HETEROGENEIDADES AL USAR EL ALGORITMO DIRECTDENSITY DE SIEMENS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA** 891  
González Vicente, A.; Alomar Payeras, M.; Gil López, C.; Marí Palacios, A.; Font Gelabert, J. C.

**CARACTERIZACIÓN DE UN NUEVO CENTELLEADOR PLÁSTICO DEDICADO A DOSIMETRÍA DE CAMPOS PEQUEÑOS** 893  
Gallego Castro, M.; Panzuela Pérez, S.; Baeza Monedero, C. J.; Macías Jaen, J.; Terrón León, J. A.

**CORRELACIÓN DE LOS PERFILES TRANSVERSALES DE CAMPOS PEQUEÑOS DE HACES DE FOTONES DE 6 MV, CON EL MODELO DE DIFRACCIÓN FRESNEL-FRANUNHOFER UTILIZADO EN ÓPTICA GEOMÉTRICA** 895  
Hernandez, E.; Chanta, W.

**DETECTOR DE CENTELLEO EXRADIN W2 PARA CARACTERIZACIÓN DE CAMPOS PEQUEÑOS EN ACELERADOR VARIAN TRUEBEAM** 896  
Sánchez Rubio, P.; López Romero, A.; Montes Uruén, A.; Rodríguez Romero, R.; Colado Tornero, J. L.; Martínez Ortega, J.; Pimentel Monje, A. B.

**EVALUACIÓN DE UN DETECTOR DE RADIACIÓN DE CENTELLEO PLÁSTICO Y FOTODIODO PARA SU USO EN RADIOTERAPIA** 899  
Llorente Manso, M.; Vilela Serrano, S.; Ferrer Gracia, C.

**EVALUACIÓN E IMPACTO DE LA MEDIDA DE CURVAS DE DOSIS EN PROFUNDIDAD DE CAMPOS PEQUEÑOS CON UN DETECTOR MICRODIAMOND CON SU EJE PERPENDICULAR AL EJE DEL HAZ** 901  
Bruzos López, D.; Alonso Muriedas, J.; Gutierrez Ruiz, M.; Camacho de la Vega, G.; Astudillo Olalla, R.; Gómez Enriquez, F.; Fabregat Borrás, R.

**EVALUACIÓN DEL EFECTO TALLO DE UN DETECTOR MICRODIAMOND PARA HACES DE ENERGÍA FFF** 902  
Bruzos López, D.; Alonso Muriedas, J.; Gutierrez Ruiz, M.; Astudillo Olalla, R.; Camacho de la Vega, G.; Fabregat Borrás, R.; Gómez Enriquez, F.

|                                                                                                                                                                                                |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>ANÁLISIS DE LA EFICIENCIA DE UN DETECTOR MICRODIAMOND EN FUNCIÓN DE LA DOSIS POR PULSO Y DE LA TASA DE DOSIS NOMINAL EN HACES DE MEGAVOLTAJE</b>                                            | 903 |
| Bruzos López, D.; Alonso Muriedas, J.; Gutierrez Ruíz, M.; Camacho de la Vega, G.; Astudillo Olalla, R.; Gómez Enriquez, F.; Fabregat Borrás, R.                                               |     |
| <b>DOSIMETRÍA DE GEL CON UN MANIQUÍ ANTROPOMÓRFICO EN UN ELEKTA UNITY</b>                                                                                                                      | 904 |
| Ferrer Gracia, C.; Huertas Martínez, C.; Navarro Domenech, I.; Sánchez Vilela, B.; Arroyo Corral, P.; Camacho Martínez, D.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M. |     |
| <b>DEPENDENCIA ANGULAR DE LA CÁMARA IBA RAZOR NANO CHAMBER</b>                                                                                                                                 | 905 |
| Castán Guerrero, C.; García Romero, A.; Ortega Pardina, P.; Barranco López, A.; Calvo Carrillo, S.; González Lizárraga, Í.; Vera Tena, D.; Jiménez Albericio, F. J.; Serrano Zabaleta, S.      |     |
| <b>DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE MATERIAL PARA IMPRESIÓN DE BOLUS 3D EN RADIOTERAPIA CON ELECTRONES</b>                                                                                           | 907 |
| Martínez Ovalle, S. A.; Díaz Merchan, J. A.; Vega Carrillo, H. R.                                                                                                                              |     |
| <b>CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA TEÓRICO-EXPERIMENTAL DE PIEZAS FABRICADAS EN IMPRESIÓN 3D CON MATERIALES PLA, ABS Y TPU</b>                                                                     | 909 |
| Martínez Ovalle, S. A.; Español Castro, K.; Díaz Merchan, J. A.                                                                                                                                |     |
| <b>COMPARACIÓN DE DETECTORES EN LA VERIFICACIÓN POST-MODELADO DEL MLC AGILITY EN EL TPS MONACO</b>                                                                                             | 911 |
| Luján Expósito, Á.; Ortega González, A.; Hernández Tébar, E.; Jiménez Rubio, P.; Buades Forner, M. J.                                                                                          |     |
| <b>DESARROLLO DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA PORTAL PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE UN ACELERADOR LINEAL</b>                                                                                        | 912 |
| Benito Bejarano, M. A.; Sáez Beltrán, F.; Cordero Gago, I.; Ramos Carrero, A.                                                                                                                  |     |
| <b>MEDIDA DIARIA DE LA CONSTANCIA DEL HAZ DE FOTONES A TRAVÉS DE PERFILES CON CUÑA</b>                                                                                                         | 916 |
| Barbés Fernández, B.; Rodríguez Ródenas, A.; Cuevas Jurado, R.; Prior Arce, J.                                                                                                                 |     |
| <b>EVALUACIÓN DEL EQUIPO ARCCHECK SNC PARA LA DETERMINACIÓN DE LA CURVA DE LATENCIA EN TOMOTERAPIA HELICOIDAL</b>                                                                              | 918 |
| Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Plaza Nuñez, R.; Martínez Valdivia, J. L.; Yang, G.; Martínez Sánchez, M.; Sáez Beltrán, M.                                                          |     |
| <b>PRECISIÓN DOSIMÉTRICA EN UN HAZ DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA MEDIDO CON DIFERENTES DETECTORES</b>                                                                                          | 919 |
| Ramos Caballero, L. J.; Martín Rodríguez, J.; Solís Preciado, N.; Miguel Álvarez, L.; García Zapata, J.; Matito Escorihuela, V. M.; Ortiz Sierra, B.                                           |     |
| <b>ANÁLISIS DEL MODELADO DE HACES DE FOTONES EN ACELERADORES GEMELOS</b>                                                                                                                       | 920 |
| Ramos Caballero, L. J.; Martín Rodríguez, J.; Ordiales Solís, J. M.; Solís Preciado, N.; Ortíz Sierra, B.; Matito Escorihuela, V. M.; Elías Zapata, J.; Miguel Álvarez, L.                     |     |
| <b>OPTIMIZACIÓN DEL VALOR DE DLG EN HACES DE 6FFF EN TRUEBEAM HD120 EN PLANES VERIFICADOS CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA</b>                                                                        | 923 |
| Simon, R.; Botella Faus, P.; Roch, M.; Chamorro, P.; Castro, P.; Honorato, S.                                                                                                                  |     |
| <b>IRRADIACIÓN DE PIEL TOTAL CON ELECTRONES EN DOS ACELERADORES DEL MISMO MODELO</b>                                                                                                           | 924 |
| Rodríguez Romero, R.; Pinto Monedero, M.; López Romero, A.; Montes Uruén, A.; Alejo Luque, L.; Martínez Ortega, J.; Torres López, M.; González González, V.; Liñán Rodríguez, P.               |     |
| <b>OPTIMIZACIÓN DEL VALOR DE DLG EN HACES DE 6FFF EN TRUEBEAM HD120 EN PLANES VERIFICADOS CON CÁMARA DE IONIZACIÓN</b>                                                                         | 926 |
| Simon, R.; Botella Faus, P.; Roch, M.; Chamorro, P.; Castro, P.; Honorato, S.                                                                                                                  |     |
| <b>DISEÑO DE APLICADOR PARA LA MEDIDA DE CAMPOS PEQUEÑOS EN CUBA MP3 PTW CON UNA IMPRESORA 3D</b>                                                                                              | 928 |
| Montes Uruén, A.; Sanchez Rubio, P.; González González, V.; López Romero, A.; Colado Tornero, J. L.; Martínez Ortega, J.                                                                       |     |
| <b>OPTIMIZACIÓN DEL VALOR DE DLG EN HACES DE 6FFF EN TRUEBEAM HD120 EN PLANES VERIFICADOS CON SRS MAPCHECK</b>                                                                                 | 929 |
| Simon, R.; Botella, P.; Roch, M.; Chamorro, P.; Castro, P.; Honorato, S.                                                                                                                       |     |
| <b>HUELLAS DE METILACIÓN DE ADN EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DE LEUCEMIA MIELOIDE AGUDA</b>                                                                                                 | 931 |
| Alfonso Perez, G.                                                                                                                                                                              |     |
| <b>ESTUDIO DE ESTABILIDAD DEL SISTEMA MACHINE PERFORMANCE CHECK EN CONTROL DE CALIDAD DIARIO DEL ACELERADOR VARIAN VITALBEAM</b>                                                               | 932 |
| Ferrer Aparicio, M.; González Vizuete, M.; Picón García, F.; Carrasco Herrera, M. A.; Luis Simon, F. J.                                                                                        |     |
| <b>COMPARACIÓN DEL DESPLAZAMIENTO DE LA PROFUNDIDAD DE DOSIS ABSORBIDA MÁXIMA PARA DIFERENTES BOLUS</b>                                                                                        | 934 |
| Fernández Benítez, M.; Fernández Romero, J. J.; Martín-Viera Cueto, J. A.; Navarro Guirado, F.; Pérez González, M. A.; Casado Villalón, F. J.                                                  |     |
| <b>ESTABLECIMIENTO DE LÍMITES EN LA CALIDAD DEL HAZ PARA UN VERIFICADOR DIARIO</b>                                                                                                             | 936 |
| Ruiz García, E.; Zapata Jiménez, J. C.                                                                                                                                                         |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                     |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>MÉTODO PARA EVALUAR EL AJUSTE DE LOS EFECTOS DEL T&amp;G Y DLG EN EL MODELADO DEL MLC EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN</b>                                                                                                                         | 938 |
| Calvo Carrillo, S.; García Romero, A.; Barranco López, A.; Ortega pardina, P.; González Lizarraga, Í.; Vera Tena, D.; Castán Guerrero, C.; Gómez González, N.; Jimenez Albericio, J.                                                                |     |
| <b>ESTABLECIMIENTO DE UN PROCEDIMIENTO DE CONTROL DE CALIDAD MEDIANTE EL USO DE EPID</b>                                                                                                                                                            | 941 |
| Fernández Romero, J. J.; Pérez González, M. A.; Fernández Benítez, M.; Moral Sánchez, S. C.; García Pareja, S.; Bodineau Gil, C.                                                                                                                    |     |
| <b>VERIFICACION DEL SISTEMA AUTOSSETUP EN EL FANTOMA DE AGUA 3D-SCANNER</b>                                                                                                                                                                         | 943 |
| Tortosa Oliver, R. A.; Chinillach Ferrando, N.; Díaz Cobos, J. M.; Cibrian Ortiz De Anda, R. M.; Díez Domingo, S.                                                                                                                                   |     |
| <b>FABRICACIÓN MEDIANTE IMPRESIÓN 3D DE UN ADAPTADOR DE CÁMARA DE IONIZACIÓN PARA CONTROL DE CALIDAD</b>                                                                                                                                            | 945 |
| Sanchez Ramos, A.; Quiñones Rodríguez, L. Á.; Castanedo Álvarez, M.; Vicent Granado, D.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                      |     |
| <b>COMPARACIÓN DEL MODELADO DE UN TRUEBEAM RESPECTO AL MODELO ECLIPSE BEAM DATA DE VARIAN</b>                                                                                                                                                       | 946 |
| Dorado Rodríguez, M. D. P.; Giner Sala, M.; Esposito, R. D.; Macías Jaén, J.; Herranz González, M.                                                                                                                                                  |     |
| <b>SENSIBILIDAD DEL SISTEMA DE DOSIMETRÍA PORTAL 2D SUNCHECK A CAMBIOS EN EL ESTADO DEL ACELERADOR Y CRITERIO GAMMA</b>                                                                                                                             | 947 |
| Sánchez Esperón, J.; Ferrer Aparicio, M.; González Vizuet, M.; Carrasco Herrera, M. A.; Luis Simon, F. J.                                                                                                                                           |     |
| <b>AJUSTE DEL PUNTO FOCAL POR MEDIO DE UN MATRIZ MONTADA EN EL CABEZAL DE UN ACELERADOR ELEKTA</b>                                                                                                                                                  | 949 |
| Ramírez Ros, J. C.; Blanco Pérez, F. R.; Jover Pérez, C. I.; Sánchez Barrena, F. J.; Cid Galache, A. T.                                                                                                                                             |     |
| <b>EVALUACIÓN DE LA DEPENDENCIA DE LOS ERRORES 2R Y 2T CON EL ÁNGULO DE COLIMADOR EN UNA ACELERADOR ELEKTA</b>                                                                                                                                      | 951 |
| Ramírez Ros, J. C.; Sánchez Barrena, F. J.; Jover Pérez, C. I.; Blanco Pérez, F. R.; Cid Galache, A. T.                                                                                                                                             |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES</b>                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>PREDICCIÓN DE PROBABILIDAD DE SUPERVIVENCIA INDIVIDUALIZADA EN RADIOTERAPIA DE CÁNCER DE PULMÓN MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL</b>                                                                                                             | 952 |
| Panzuela Pérez, S.                                                                                                                                                                                                                                  |     |
| <b>MEJORA EN LA REPRODUCIBILIDAD DEL POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE EN RADIOTERAPIA EXTERNA (RTE): REDUCCIÓN DE LAS ROTACIONES ÓSEAS PARA LOCALIZACIONES PÉLVICAS</b>                                                                                 | 954 |
| Pérez Fuentes, L.                                                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>PRUEBAS DE ACEPTACIÓN, ESTADO DE REFERENCIA Y SEGUIMIENTO DEL SISTEMA DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS SRS MAPCHECK</b>                                                                                                                           | 957 |
| Guerrero Blanca, J. A.; Guirado Llorente, D.                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>INFLUENCIA DEL ALGORITMO DE CÁLCULO EN RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA EXTRACRANEAL (SBRT) DE LESIONES PULMONARES</b>                                                                                                                                 | 959 |
| Ronda Peñacoba, S.; Mañeru Cámara, F.; De la LLana Granja, V.; Fuentemilla Urío, N.; Pellejero Pellejero, S.; Lamaison Vidarte, M.; Pérez Gómez, F.; Bragado Álvarez, L.; Miquelez Alonso, S.; Caudepón Moreno, F.; Fernández Iglesias, A.          |     |
| <b>INTENSIDAD MODULADA TIPO STEP AND SHOOT (SSIMRT) VERSUS ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA DE INTENSIDAD MODULADA (VMAT) PARA PLANIFICACIONES DE TUMORES CEREBRALES</b>                                                                                     | 961 |
| Pérez Fuentes, L.; Martín Calé, G.; Estrada García, R.                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE LOS ALGORITMOS AAA Y ACUROS EN UN MANIQUÍ HETEROGÉNEO</b>                                                                                                                                                          | 962 |
| Cipitria Herrero, J.; Tornero López, A.; Godoy Cazorla, J.; Gonzalez Vecín, I. J.                                                                                                                                                                   |     |
| <b>EVALUACIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS EN HETEROGENEIDADES CON ALGORITMO MONTE CARLO DE MÓNACO</b>                                                                                                                                                      | 965 |
| Mosquera Cereijo, I.; Velasco Fernández, C.; Lusa Agüero, T.; Gómez Pardos, R.                                                                                                                                                                      |     |
| <b>VIABILIDAD DE LA APLICACIÓN DE UN FACTOR DE CALIBRACIÓN INTERNA PARA EL USO DE UNA CÁMARA ROOS PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO DE RAYOS X DE BAJA ENERGÍA DE IORT PAPILLON 50+</b>                                                         | 966 |
| Díaz Martín, D.; Sampayo Muñoz, A.; González Alcántud, I.; Portas Ferradás, B. C.; Jiménez Vegas, D.; Niebla Piñero, A.; Alonso Alonso, S.; Pinza Molina, M. D. C.                                                                                  |     |
| <b>VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE LESIONES NO ISOCÉNTRICAS CON DETECTORES DE DIMENSIONES REDUCIDAS</b>                                                                                                                                             | 968 |
| Alonso Delgado, I.; Rojo Navarrete, D.; Martín García, D.; Adaimi Hernández, P.; Botella Faus, P.; Gaitán Simón, Á.; Manzano Rodríguez, M.; Milanés Gaillet, A. I.; Pozo Rodríguez, G.; Díaz Fuentes, R.; Ferrando Sánchez, A.; Cabello Murillo, E. |     |
| <b>MEDIDA DE PERFILES DE DOSIS PARA CONTROL DE CALIDAD MENSUAL CON MATRIX EVOLUTION Y UNA EVALUACIÓN GAMMA</b>                                                                                                                                      | 970 |
| Cuevas Jurado, R.; Barbés Fernández, B.                                                                                                                                                                                                             |     |
| <b>TUMORES ISLAS EN SBRT DE PULMÓN: ANÁLISIS, PLANIFICACIÓN Y DOSIMETRÍA IN VIVO</b>                                                                                                                                                                | 972 |
| González Vizuet, M.; Castro Nora, D.; Sánchez Esperón, J.; Montero Perea, E.; Luis Simón, F. J.; Velazquez Miranda, S.                                                                                                                              |     |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>ESTABILIDAD DEL COEFICIENTE DE CALIBRACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE LA PÉRDIDA DE SEÑAL POST-IRRADIACIÓN DE LOS TLD-400</b>                                                                                                                                                                                             | 973 |
| Torres López, M.; López Romero, A.; Rodríguez Romero, R.; Colado Tornero, J. L.; Gómez Gascón, ?; Martínez Ortega, J.; Pinto Monedero, M.                                                                                                                                                                              |     |
| <b>INFLUENCIA DE LA RESOLUCIÓN DEL OCTAVIUS 4D EN EL RESULTADO DEL TEST GAMMA PARA LA VERIFICACIÓN DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                    | 975 |
| Herrera Garralón, E.; Román-Raya, J.; Almansa López, J.                                                                                                                                                                                                                                                                |     |
| <b>ANÁLISIS DIFERENCIAL DE ÍNDICES DE EVALUACIÓN DE PLANIFICACIONES DE SBRT DE PULMÓN.</b>                                                                                                                                                                                                                             | 977 |
| Castro Nora, D.; González Vizuet, M.; Picón García, F.; Montero Perea, E.; Luis Simón, F. J.; Velazquez Miranda, S.                                                                                                                                                                                                    |     |
| <b>INFLUENCIA DOSIMÉTRICA DEL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN EN PACIENTES TRATADOS EN UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES: 1 ARCO VS 2 ARCOS</b>                                                                                                                                                                              | 979 |
| Rivera López, R. A.; Román Raya, J.; Martín Calé, G.                                                                                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>ANÁLISIS DEL DISPOSITIVO PORTAL PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE LA ROTACIÓN DE UN HAZ DE FOTONES DE RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                  | 980 |
| García Barbés, Á.; Barbés Fernández, B.                                                                                                                                                                                                                                                                                |     |
| <b>EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA TÉCNICA DE PLANIFICACIÓN HÍBRIDA (3D + VMAT) EN EL TRATAMIENTO DEL CÁNCER DE MAMA SIMPLE CON BOOST INTEGRADO</b>                                                                                                                                                                       | 982 |
| Rojo Navarrete, D.; Milanés Gaillet, A. I.; Alonso Delgado, I.; Martín García, D.; Ramón García, C.; Botella Faus, P.; Adaimi Hernández, P.; Gaitán Simón, Á.; Manzano Rodríguez, M.; Pozo Rodríguez, G.; Trápaga Porrero, V.; Díaz Fuentes, R.; Ferrando Sánchez, A.; Cabello Murillo, E.                             |     |
| <b>VERIFICACIÓN DE LA ESTRATEGIA DE APERTURA DE LÁMINAS BAJO MORDAZA EN TRATAMIENTOS CON HEMICAMPOS</b>                                                                                                                                                                                                                | 983 |
| Lamaison, M.; Ronda Peñacoba, S.; Bragado Álvarez, L.; de la Llana Granja, V.; Fuentemilla Urío, N.; Pérez Gómez, F.; Mañeru Cámara, F.; Pellejero Pellejero, S.; Caudepón Moreno, F.; Fernández Iglesias, A.; Miquélez Alonso, S.                                                                                     |     |
| <b>EVALUACIÓN DE DOSIS PUNTUAL EN TC SINTÉTICO GENERADO A PARTIR DE RM</b>                                                                                                                                                                                                                                             | 985 |
| Rojo Navarrete, D.; Martín García, D.; Alonso Delgado, I.; Cabello Murillo, E.; Botella Faus, P.; Adaimi Hernández, P.; Gaitán Simón, Á.; Manzano Rodríguez, M.; Pozo Rodríguez, G.; Milanés Gaillet, A. I.; Trápaga Porrero, V.; Díaz Fuentes, R.; Ferrando Sánchez, A.; Ruiz Alonso, A.; Pérez-Regadera Gómez, J. F. |     |
| <b>RELACIÓN ENTRE LOS ÍNDICES DE COMPLEJIDAD Y LOS RESULTADOS DE LA VALIDACIÓN PRE-TRATAMIENTO EN PLANIFICACIONES DE CABEZA Y CUELLO</b>                                                                                                                                                                               | 986 |
| Ontiveros Fernández, A. I.; Moreno Anaya, E.; Hernández Masgrau, V.; Guirado Llorente, D.                                                                                                                                                                                                                              |     |
| <b>INFLUENCIA DE LA FUENTE SOBRE LOS FACTORES CAMPO EN LA SIMULACIÓN MONTE CARLO PARA CAMPOS PEQUEÑOS</b>                                                                                                                                                                                                              | 987 |
| Zamora Vinaroz, A. M.; Anguiano Millán, M.; Guirado Llorente, D.                                                                                                                                                                                                                                                       |     |
| <b>COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA PARA TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁXICA ADMINISTRADOS EN UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES Y EN GAMMAKNIFE</b>                                                                                                                                                                     | 988 |
| Román Raya, J.; Pérez Fuentes, L.; Almansa López, J. F.; Osorio Ceballos, J. L.                                                                                                                                                                                                                                        |     |
| <b>VERIFICACIÓN PRETRATAMIENTO EN IMRT, VMAT Y SBRT. TG-218: CÁLCULO DE LÍMITES A PARTIR DE MEDIDAS.</b>                                                                                                                                                                                                               | 990 |
| Corbalán Mirete, A.; Zapata Jiménez, J. C.; Ruiz García, E.                                                                                                                                                                                                                                                            |     |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA</b>                                                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>LOGROS Y AVANCES EN DOSIMETRÍA DE NEUTRONES. PROYECTOS ANDD Y NDOSCOR</b>                                                                                                                                                                                                                                           | 992 |
| Moraleta Chaves, M.; Romero, A.; Bedogni, R.; Pietropaolo, A.; Domingo, C.; Gomez-Ros, J. M.                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>MEDIDA IN VIVO EN EL CONTADOR DE RADIATIVIDAD CORPORAL DEL CIEMAT DE UN CASO REAL DE CONTAMINACIÓN INTERNA CON LU-177 A TRAVÉS DE UNA HERIDA</b>                                                                                                                                                                    | 994 |
| Navarro Amaro, J. F.; Perez Lopez, B.; López Ponte, M. A.; Sierra, I.; Hernández, C.; Barrio, M.                                                                                                                                                                                                                       |     |
| <b>CONTRIBUCIÓN DEL LMRI-CIEMAT AL DESARROLLO DE MÉTODOS DE CALIBRACIÓN Y OBTENCIÓN DE DATOS NUCLEARES DE RADIONUCLEIDOS DE INTERÉS EN MEDICINA NUCLEAR</b>                                                                                                                                                            | 995 |
| Peyres Medina, V.; Sanchez Cabeza, A. I.; Roteta Ibarra, M.; Mejuto Mendieta, M.; Navarro Ortega, N.                                                                                                                                                                                                                   |     |
| <b>ANÁLISIS DE DOSIS ANUALES CORPORALES Y DE CRISTALINO EN INTERVENCIONISMO DURANTE 2021</b>                                                                                                                                                                                                                           | 997 |
| Mas Muñoz, I.; Pujades Claumarchirant, M.; Vilar-Palop, J.; Soriano Cruz, Á.                                                                                                                                                                                                                                           |     |
| <b>ACTIVIDAD DEL CIEMAT EN LA CALIBRACIÓN DE ACTIVÍMETROS DE LOS SERVICIOS DE MEDICINA NUCLEAR</b>                                                                                                                                                                                                                     | 998 |
| Roteta Ibarra, M.; Navarro, N.; Peyres Medina, V.; Mejuto Mendieta, M.; Lombana Rodríguez, M. A.                                                                                                                                                                                                                       |     |
| <b>CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN DETECTOR DE CENTELLEO PLÁSTICO CON UN MR-LINAC</b>                                                                                                                                                                                                                                | 999 |
| Ferrer Gracia, C. L.; Huertas Martínez, C.; García Riñón, D.; Feijoo, M.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                                                                                                             |     |

|                                                                                                                                                                                                                                           |      |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| <b>DISEÑO Y CARACTERIZACIÓN DEL DOSÍMETRO DE CRISTALINO DEL CENTRO NACIONAL DE DOSIMETRÍA SEGÚN LA NORMA IEC 62387</b>                                                                                                                    | 1001 |
| Soriano Cruz, Á.; Pujades Claumarchirant, M. C.; Mas Muñoz, I.; Vilar Palop, J.; Palma Copete, J. D.; Oliver Cañamás, L.; Gracia Ochoa, M.; Candela Juan, C.                                                                              |      |
| <b>ANÁLISIS BIG DATA EN DOSIMETRÍA CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA: CURVAS SENSITOMÉTRICAS Y CALIBRACIÓN ESTÁNDAR</b>                                                                                                                           | 1002 |
| Méndez Carot, I.; Rovira Escutia, J. J.; Casar, B.                                                                                                                                                                                        |      |
| <b>SERIE RQT, DEFINIDA EN LA NORMA IEC 61267: ASEGURAMIENTO DE LA VALIDEZ DE LOS RESULTADOS DEL LABORATORIO DE METROLOGÍA DEL CND</b>                                                                                                     | 1003 |
| Palma Copete, J. D.; Pujades Claumarchirant, M. D. C.; Sánchez Relucio, J. C.; Núñez Pintos, C. E.; Pallarés Ripollés, M.; Pastor Pérez, D. A.                                                                                            |      |
| <b>PLANIFICACIÓN DE PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA PERSONAL OSL BASADO EN ÓXIDO DE BERILIO (BEO)</b>                                                                                                                        | 1005 |
| Rodríguez Jiménez, R.; Romero Gutiérrez, A. M.; Moraleda Chaves, M.; Gómez Ros, J. M.                                                                                                                                                     |      |
| <b>REVISIÓN DOSIS EN CRISTALINO EN EL PERIODO 2020 A 2022</b>                                                                                                                                                                             | 1006 |
| Muñoz Blasco, J.; Llansana, J.; Gultresa, J.; Gultresa, O.                                                                                                                                                                                |      |
| <b>DOSIMETRÍA PERSONAL DE NEUTRONES MEDIANTE DETECTORES PADC. ESTUDIO PRELIMINAR DE LA RESPUESTA ENERGÉTICA</b>                                                                                                                           | 1008 |
| Romero Gutiérrez, A. M.; Barbero Fernández, M. C.; Faba, J.; Moraleda Chaves, M.; Rodríguez Jiménez, R.; Gómez Ros, J. M.                                                                                                                 |      |
| <b>DIGITALIZACIÓN DE LA CADENA DE MEDIDA EN EL LABORATORIO NACIONAL DE METROLOGÍA EN NIVELES DE TERAPIA</b>                                                                                                                               | 1010 |
| García Mulas, C.; Aviles Lucas, P.; Segovia Revilla, I.                                                                                                                                                                                   |      |
| <b>EVALUACIÓN DE LA DOSIMETRÍA DE ÁREA EN TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA FLUOROSCÓPICA EN EL INTERIOR DE LA SALA DE EXPLORACIÓN</b>                                                                                                             | 1011 |
| Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; García Riñón, D.; Sánchez López, R.; Huertas Martínez, C.; Plaza Nuñez, R.; Ferrer Gracia, C.; Sáez Beltrán, M.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja Rey, P.; Martínez Valdivia, J. L.; Sánchez Muñoz, F. J. |      |
| <b>DETECCIÓN DE LA RADIACIÓN NEUTRÓNICA GENERADA CON EL LÁSER VEGA EN EL CLPU</b>                                                                                                                                                         | 1014 |
| Cives Fernández, A. M.; Álvarez Pastor, J. M.                                                                                                                                                                                             |      |
| <b>COMPARATIVA EN LA DETERMINACIÓN DE PLUTONIO 239 Y 242 MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE MASAS DE ALTA RESOLUCIÓN EMPLEANDO DIFERENTES SISTEMAS DE NEBULIZACIÓN</b>                                                                            | 1014 |
| Barrado Olmedo, A. I.; Conde Vilda, E.; Fernández Díaz, M.; Jimenez Barredo, F.; Hasózbek, A.; Sierra Bercedo, I.                                                                                                                         |      |
| <b>USO DE TLDS 600/TLD700 Y GR206/GR207 PARA DOSIMETRÍA NEUTRÓNICA A MUY BAJAS DOSIS</b>                                                                                                                                                  | 1015 |
| Sarasola Martin, I.; Lagares, J. I.; Méndez, R.; Bedogni, R.; Medina, L.; Gómez-Ros, J. M.; Castro Campoy, A. I.; Sánchez-Doblado, F.                                                                                                     |      |
| <b>CAPACIDADES DOSIMÉTRICAS EN LATINOAMÉRICA Y EL CARIBE</b>                                                                                                                                                                              | 1017 |
| Mora Cañadas, J. C.; Khoury, H.; Correcher, V.; Souza-Santos, D.; Gousso, S.; di Giorgio, M.; García, O.; Molina, D.; Mora, P.; Vironneau, L.; Puerta, N.; Terán, M.; Cruz, R.                                                            |      |
| <b>CARACTERIZACIÓN DE LA FOTORRESISTENCIA COMERCIAL NSL-19M51 PARA SU USO COMO DETECTOR EN RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                               | 1017 |
| Román Raya, J.; Ruiz García, I.; Carvajal Rodríguez, M. Á.; Guirado Llorente, D.                                                                                                                                                          |      |
| <b>NUEVA METODOLOGÍA PARA CALIBRAR EN EFICIENCIA DETECTORES COAXIALES DE GE Y MEDIDA DE CONCENTRACIONES DE RADIONUCLEIDOS EN FILTROS ATMOSFÉRICOS</b>                                                                                     | 1019 |
| Barba Lobo, A.; Llanes Gamonoso, J.; Castaño Casco, E.; Gutiérrez Álvarez, I.; Gutiérrez De San Miguel Herrera, E.; Bolívar Raya, J. P.                                                                                                   |      |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS</b>                                                                                                                                                           |      |
| <b>ESTUDIO DE LA CONCENTRACIÓN DE GAS RADÓN EN LUGARES DE TRABAJO DEL CABILDO INSULAR DE TENERIFE</b>                                                                                                                                     | 1020 |
| López Pérez, M.; Salazar Carballo, P. Á.; Duarte Rodríguez, X.; Rodríguez Marrero, J. L.; Catalán Acosta, A.; Ribes Febles, J.; López Carballo, S.                                                                                        |      |
| <b>DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA PARA EVALUACIÓN DE DOSIS Y ESTIMACIÓN DE CANTIDAD DE RESIDUOS NORM ADMISIBLES EN VERTEDEROS CONVECCIONALES EN EL CONTEXTO DE ESPAÑA Y EL PROYECTO EUROPEO RADONORM</b>                                   | 1022 |
| Pérez Sánchez, D.; Mora Cañadas, J. C.; Urso, L.                                                                                                                                                                                          |      |
| <b>DETERMINACIÓN DEL COEFICIENTE DE VELOCIDAD DE TRANSFERENCIA DE RADÓN EN AGUA ESTÁTICA Y AGUA EN AGITACIÓN</b>                                                                                                                          | 1023 |
| Verdú Martín, G.; Noverques Medina, A.; Sancho, M.; Juste Vidal, B.                                                                                                                                                                       |      |
| <b>EVALUACIÓN DE LA TASA DE DOSIS POR IRRADIACIÓN EXTERNA, EN DIVERSAS EXPLOTACIONES DE MINERÍA METÁLICA ABANDONADAS DE EXTREMADURA</b>                                                                                                   | 1025 |
| Figueroa Fernandez, J. L.; Guillén Gerada, F. J.; Tejado Ramos, J. J.                                                                                                                                                                     |      |



|                                                                                                                                                                                                                              |      |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| <b>METODOLOGÍA PARA LA EVALUACIÓN DE IMPACTO RADIOLÓGICO AMBIENTAL DE ANTIGUAS EXPLOTACIONES DE MINERÍA METÁLICA</b>                                                                                                         | 1025 |
| Guillén Gerada, F. J.; Figueredao Fernández, J. L.; Tejado Ramos, J. J.                                                                                                                                                      |      |
| <b>METODOLOGÍA DEL IMPACTO RADIOLÓGICO AMBIENTAL DE INSTALACIONES EXISTENTES</b>                                                                                                                                             | 1026 |
| Rodríguez Oliver, P.; Corbacho Merino, J. Á.; Escribano Nieto, A.; Real Gallego, A.; Pérez Sánchez, D.; Guillén Gerada, F. J.                                                                                                |      |
| <b>EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO A MIEMBROS DEL PÚBLICO ASOCIADO A LOS VERTIDOS LÍQUIDOS DE UNA INDUSTRIA DE PRODUCCIÓN DE FOSFATOS</b>                                                                                 | 1026 |
| De Miguel Martínez, M. I.                                                                                                                                                                                                    |      |
| <b>EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO DE UN VERTEDERO DE RESIDUOS NORM</b>                                                                                                                                                   | 1028 |
| De Miguel Martínez, M. I.                                                                                                                                                                                                    |      |
| <b>MEDIDAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LOS TRABAJOS DE EXTRACCIÓN, RETIRADA Y ALMACENAMIENTO DE RESIDUOS RADIATIVOS NORM EN UN ÁREA CONTAMINADA</b>                                                                         | 1030 |
| De Miguel Martínez, M. I.                                                                                                                                                                                                    |      |
| <b>ESTUDIO DOSIMÉTRICO DEL RN EN LA INSTALACIÓN RADIATIVA DEL SINCROTRÓN ALBA</b>                                                                                                                                            | 1032 |
| Alcobendas García, J. A.; Gutiérrez Neira, C.; Font Guiteras, L.; Moreno Baltà, V.; García Fusté, M. J.                                                                                                                      |      |
| <b>CARACTERIZACIÓN Y DIAGNÓSTICO DE VALORIZACIÓN DE RESIDUOS GENERADOS EN LA DESCONTAMINACIÓN DE LIXIVIADOS DE FOSFOYESO</b>                                                                                                 | 1035 |
| Soto Cruz, F. J.; Ceccotti Rodríguez, E. I.; Pérez Moreno, S. M.; Bolívar Raya, J. P.; Gázquez González, M. J.                                                                                                               |      |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL</b>                                                                                                              |      |
| <b>INFLUENCIA DE LOS EVENTOS DE POLVO AFRICANO EN LOS NIVELES DE RADIONÚCLIDOS EN AEROSOL DE LA ISLA DE TENERIFE</b>                                                                                                         | 1036 |
| López Pérez, M.; Gordo, E.; Hernández Suárez, F. J.; Duarte Rodríguez, X.; Salazar Carballo, P. Á.; González Martín, C.; Espósito, F. J.; Díaz, J. P.; Catalan Acosta, A.; Rodríguez Marrero, J. L.; Castelló, G.; Liger, E. |      |
| <b>FUTURO PROGRAMA PREOPERACIONAL DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL CORRESPONDIENTE A LA NUEVA PLATAFORMA SURESTE DE RBMA DE EL CABRIL</b>                                                                                 | 1038 |
| Belinchón, P.; Pinilla Matos, J. L.; Alcaide Trenas, E.; Davó Martín, D.                                                                                                                                                     |      |
| <b>LA RED DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AUTOMÁTICA DE LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DEL PAÍS VASCO RENOVADA</b>                                                                                                                          | 1040 |
| Herranz Soler, M.; Alegría, N.; Peñalva Bengoa, I.; Muñoz San Martín, J. M.; Freire Domingo, A.; Céspedes, M.; Legarda Ibañez, F.                                                                                            |      |
| <b>CIENCIA CIUDADANA Y RADIATIVIDAD: NUEVA INICIATIVA EN ESPAÑA</b>                                                                                                                                                          | 1041 |
| Vargas, A.; Sanz, F.; Tarancon Lafita, A.; Grossi, C.; Quindos, L.; Sala Escarrabill, R.; Pérez López, B.; Duch, M. A.; Castejon, F.                                                                                         |      |
| <b>PRETRATAMIENTO DE SUELO EN LOS LABORATORIOS DE RADIATIVIDAD AMBIENTAL ESPAÑOLES</b>                                                                                                                                       | 1042 |
| Trinidad Ruiz, J. A.; Martínez Vivas, P.; Ortiz Gómez, A.; Castillo Tortosa, F. J.; Ozores Díez, P.; Rey del Castillo, C.; Simón Cirujano, I.                                                                                |      |
| <b>CONTROL RADIOLÓGICO DEL AGUA SUBTERRÁNEA EN EL ENTORNO DE UNA CENTRAL NUCLEAR: ANÁLISIS DE LÍMITES DE DETECCIÓN Y MÉTODOS</b>                                                                                             | 1043 |
| Petisco-Ferrero, S.; IDOETA HERNANDORENA, R.; Rozas, S.; Olondo Castro, C.; Herranz, M.                                                                                                                                      |      |
| <b>LA ORGANIZACIÓN CENTRAL DE RESPUESTA DE EMERGENCIA DE ENRESA MADRID</b>                                                                                                                                                   | 1044 |
| Cuevas, P.; Juliá Castro, J. L.; Alcaide Trenas, E.                                                                                                                                                                          |      |
| <b>CAPACIDADES NACIONALES PARA LA RESPUESTA SANITARIA Y LA DOSIMETRÍA EN EMERGENCIAS NUCLEARES Y RADIOLÓGICAS</b>                                                                                                            | 1045 |
| Gallego Díaz, E.; Montoro Pastor, A.                                                                                                                                                                                         |      |
| <b>PARTICIPACIÓN DE UN LABORATORIO DE RADIATIVIDAD AMBIENTAL EN SIMULACROS DE EMERGENCIAS RADIATIVAS</b>                                                                                                                     | 1046 |
| Sáez Muñoz, M.; Ordóñez Ródenas, J.; Ballesteros Pascual, L.; Ortiz Moragón, J.; Martorell Alsina, S.                                                                                                                        |      |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DE RESIDUOS Y DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES</b>                                                                                                                                                |      |
| <b>CÁLCULO DE DOSIS EFECTIVA POR INCORPORACIÓN DEBIDA A LA DESCARGA DIRECTA DE EFLUENTES RADIATIVOS LÍQUIDOS</b>                                                                                                             | 1047 |
| Llamas Martínez, P.; Trinidad Fernández, M. J.; Macías Castillo, M. J.; Mancha Mateos, P. J.                                                                                                                                 |      |
| <b>APLICACIÓN DEL MODELO COMPARTIMENTAL PARA EL CÁLCULO DE LOS FACTORES DE ELIMINACIÓN DEL YODO Y EL TECNECIO SISTÉMICO</b>                                                                                                  | 1048 |
| Llamas Martínez, P.; Trinidad Fernández, M. J.; Macías Castillo, M. J.; Mancha Mateos, P. J.; Delgado Aparicio, J. M.                                                                                                        |      |
| <b>DESMONTAJE Y TRASLADO POR PARTE DE LA UTPR DE ENRESA MADRID DE UN CABEZAL DE COBALTOTERAPIA EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS (TENERIFE)</b>                                                                       | 1050 |
| Cuevas Cortiguera, P.; Fernandez Sanchez, V. M.; Fernandez Sanchez, A.; Alcaide Trenas, E.                                                                                                                                   |      |

|                                                                                                                                                                                                                                                                |      |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| <b>ACTUACIÓN DE PR EN EL VENTEO DE FUENTES DE KR-85</b>                                                                                                                                                                                                        | 1051 |
| Cuevas, P.; Alcaide Trenas, E.; Fernandez Sanchez, A.; Fernandez Sanchez, V. M.; Juliá Castro, J. L.                                                                                                                                                           |      |
| <b>OPTIMIZACIÓN DE LA GESTIÓN DEL RESIDUO LÍQUIDO RADIACTIVO EN MEDIO SANITARIO MEDIANTE EL USO DE UNA BOMBA PERISTÁLTICA INDUSTRIAL</b>                                                                                                                       | 1052 |
| Sebastián Segura, M. Á.; Beltran Vilagrasa, M.; Sánchez Artuñedo, D.                                                                                                                                                                                           |      |
| <b>VENTAJAS DE LA ELABORACIÓN DE UNA FICHA DE SUBPROCESO PARA LA GESTIÓN DE RESIDUOS RADIACTIVOS EN EL HOSPITAL RAMÓN Y CAJAL EN EL MARCO DE LA NORMA ISO 9001</b>                                                                                             | 1054 |
| Béjar Navarro, M. J.; Pastor Fructuoso, P.; Galiano Fernández, P.; Chillida Rey, R.; Williamson, S.; Prieto Morán, D.; Cámara Gallego, M.; García Fuentes, J. D.; Sevillano Martínez, D.; Colmenares Fernández, R.; Capuz Suárez, B.; Morís Pablos, R.         |      |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO</b>                                                                                                                                                                    |      |
| <b>ESTIMACIÓN DE DOSIS PARA USUARIOS DE ARCOS QUIRÚRGICOS DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO SON ESPASES MEDIANTE DOSIMETRÍA DE ÁREA</b>                                                                                                                               | 1055 |
| González Vicente, A.; Gil López, C.; Alomar Payeras, M.; Marí Palacios, A.; Font Gelabert, J. C.                                                                                                                                                               |      |
| <b>REDUCCIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN RECIBIDA POR EL PERSONAL INVOLUCRADO EN PROCEDIMIENTOS DE REVASCULARIZACIÓN CORONARIA UTILIZANDO CORINDUS-CORPATH GRX</b>                                                                                                | 1057 |
| García Agrela, I.; Alarcia Noci, M.                                                                                                                                                                                                                            |      |
| <b>LA FUNCIÓN DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL PROCEDIMIENTO DE IMPLANTES DE SEMILLAS DE I-125 EN TUMORES NO PALPABLES DE MAMA</b>                                                                                                                              | 1058 |
| Rochera Alba, J. P.; Agustí Camprubí, E.; Esteban Garijo, M.                                                                                                                                                                                                   |      |
| <b>EFFECTO DE LOS MANDILES PLOMADO SOBRE LOS ESPECTROS DE EMISIÓN DE DISTINTOS RADIONÚCLIDOS</b>                                                                                                                                                               | 1059 |
| Trinidad Fernández, M. J.; Macías Castillo, M. J.; Llamas Martínez, P.; Delgado Aparicio, J. M.                                                                                                                                                                |      |
| <b>SISTEMA DE NOTIFICACIÓN DE SUCESOS DURANTE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA: IMPLEMENTACIÓN Y ANÁLISIS</b>                                                                                                                                                      | 1061 |
| Suarez Gomez, S.; Garcia Higuera, P.; Sanchez Rodriguez, A.                                                                                                                                                                                                    |      |
| <b>PROTOCOLO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN TRATAMIENTOS CON P-32</b>                                                                                                                                                                                            | 1062 |
| Chillida Rey, R.; Béjar Navarro, M. J.; Williamson Puente, S.; Galiano Fernández, P.; Prieto Morán, D.; García Fuentes, J. D.; Colmenares Fernández, R.; Cámara Gallego, M.; Sevillano Martínez, D.; Morís Pablos, R.; Capuz Suarez, A. B.; García Vicente, F. |      |
| <b>EXPERIENCIA EN LA PUESTA EN MARCHA DE TRATAMIENTOS AMBULATORIOS CON LU-177</b>                                                                                                                                                                              | 1064 |
| Gañán Mora, A.; Serrano Cuesta, M.; Córdoba Gómez, D.; Sánchez Casanueva, R.; Fernández Soto, J. M.                                                                                                                                                            |      |
| <b>DETERMINACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS NIVELES DE REFERENCIA DOSIMÉTRICOS PARA DOS EQUIPOS TC SEGÚN LA ICRP135 A PARTIR DE LOS DATOS RECOPIADOS POR QAEUM DOSE. COMPARACIÓN CON LOS NIVELES DE REFERENCIA NACIONALES PROPORCIONADOS POR EL PROYECTO DOPOES II</b>  | 1065 |
| Agustí-Camprubí, E.; Rochera-Alba, J. P.; Agulló-Roca, E.; Esteban Garijo, M.                                                                                                                                                                                  |      |
| <b>SEGUIMIENTO DE LAS LESIONES EN PIEL TRAS PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS GUIADOS POR FLUOROSCOPIA</b>                                                                                                                                                      | 1068 |
| Paradela Díaz, G.; Rosado del Castillo, R.; Honorato Hernández, S.; García Castañón, P.; Chamorro Serrano, P.; Prieto Martín, C.                                                                                                                               |      |
| <b>DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DE LA PRIMERA CAPA DECIMORREDUCTORA TVLI Y DE EQUILIBRIO TVLE DEL HORMIGÓN BARITADO</b>                                                                                                                                          | 1069 |
| Castelló Muñoz, A.; Alamán Sánchez, C.; Ortiz Llagaria, M. D.; Díez Domingo, S.                                                                                                                                                                                |      |
| <b>PUESTA EN MARCHA DE UNA LISTA DE COMPROBACIONES PRE- TRATAMIENTO PARA LOS TÉCNICOS DE RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                      | 1071 |
| Pinto Monedero, M.; Rodríguez Romero, R.; Sánchez Rubio, P.; Martínez Ortega, J.; Isabel Santos, C.                                                                                                                                                            |      |
| <b>PERSONALIZACIÓN DE LOS TIEMPOS DE CONVIVENCIA CON RESTRICCIONES DE LOS PACIENTES CON CDT TRATADOS CON I-131</b>                                                                                                                                             | 1074 |
| Andrei Cristian, M.; Vazquez Martinez, M. M.; Guerrero Calatayud, C.; Prado Wohlwend, S.; Bello Arques, P.; Torres Espallardo, I.                                                                                                                              |      |
| <b>CÁLCULO DE BLINDAJES PARA UNA INSTALACIÓN DE GAMMA KNIFE</b>                                                                                                                                                                                                | 1076 |
| Castelló Muñoz, A.; Alamán Sánchez, C.; Ortiz Llagaria, M. D.; Díez Domingo, S.                                                                                                                                                                                |      |
| <b>OBTENCIÓN DE LAS CARGAS DE TRABAJO POR TÉCNICA Y ENERGÍA DE LOS ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES DE LA UNIDAD DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE JAÉN</b>                                                                                     | 1078 |
| Jover Pérez, C. I.; Ramírez Ros, J. C.; Reinado Martínez, D.; Alamán Sánchez, C.                                                                                                                                                                               |      |
| <b>OBTENCIÓN DE VALORES PROPIOS PARA EL FACTOR IMRT (NCRP 151) POR TÉCNICA DE TRATAMIENTO DE LA UNIDAD DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE JAÉN</b>                                                                                                  | 1080 |
| Jover Pérez, C. I.; Ramírez Ros, J. C.; Reinado Martínez, D.; Alamán Sánchez, C.                                                                                                                                                                               |      |
| <b>REVISIÓN DE LA METODOLOGÍA DEL INFORME NCRP 151 APLICADA A LOS BLINDAJES DE LOS ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES DE USO MÉDICO Y TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA MODERNA</b>                                                                                    | 1081 |
| Jover Pérez, C. I.; Ramírez Ros, J. C.; Reinado Martínez, D.; Alamán Sánchez, C.                                                                                                                                                                               |      |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                         |      |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| <b>PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE, PÚBLICO Y TRABAJADORES EXPUESTOS EN TRATAMIENTOS CON LU-177. NIVELES DE RADIACIÓN Y DOSIMETRÍA DEL PACIENTE</b>                                                                                                                                 | 1083 |
| Agustí-Camprubí, E.; Rochera-Alba, J. P.; Santos Virosta, M.; Esteban Garijo, M.                                                                                                                                                                                                        |      |
| <b>EVALUACIÓN DE UN CAMPO DE PROTECCIÓN FRENTE A RADIACIÓN DISPERSA PARA USO EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA</b>                                                                                                                                                                         | 1086 |
| Antón García, D.; Pena Vaquero, S.; Hurtado Romero, A. E.; Agulla Otero, M.; Andrés Rodríguez, C.; Torres Cabrera, R.; Villar Vázquez, C.; Soto Angoña, R.; Miguel Pérez, D.; Donis Gil, S.; del Castillo Belmonte, Á.; Alonso Hernández, D.; de Frutos Baraja, J. M.; Conles Picos, I. |      |
| <b>SOFTWARE PROPIO PARA LA GESTIÓN Y TRATAMIENTO DE LOS DATOS CORRESPONDIENTES A LAS EXPOSICIONES DE RADIACIÓN OCUPACIONALES</b>                                                                                                                                                        | 1088 |
| Suero Rodrigo, M. Á.; García Ledesma, J.                                                                                                                                                                                                                                                |      |
| <b>MARRTA: MODELO DE RIESGO MEDIANTE MATRICES DE RIESGO PARA TÉCNICAS AVANZADAS EN RADIOTERAPIA Y SOFTWARE ASOCIADO</b>                                                                                                                                                                 | 1089 |
| Rot San Juan, M. J.; Prieto Martín, C.; Vilanova Ciscar, J.; Pérez-Mulas, A.; Sánchez Cayuela, C.; Ferreras Hernández, E.; Delgado Rodríguez, J. M.; Ferrer Albiach, C.; Pardo Masferrer, J.; Ramírez Vera, M. L.; Ruíz Maqueda, S.; Vázquez Camello, V.; Suárez Hernández, M. J.       |      |
| <b>IMPLICACIONES EN LA DOSIS AL PERSONAL POR EL USO DE UNA MANTA PLOMADA EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA DE MAMA CON EL EQUIPO DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA AXSENT (XOFT)</b>                                                                                                           | 1091 |
| Benito García, J. C.; Fernández Lara, Á. A.; Martín Rincón, C.; Agüera Rodríguez, R.; Granado Alonso, L.; Tenllado Baena, E.; Ramos Pachó, J. A.; García Repiso, S.; Hernández Rodríguez, J.; Escobar Corominas, I.; Álvarez Pérez, J. M.; Montes Fuentes, C.; Gómez Llorente, P. L.    |      |
| <b>EVALUACIÓN DE UN SISTEMA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PERSONAL SUSPENDIDO FRENTE A UN SISTEMA CONVENCIONAL EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS</b>                                                                                                                                      | 1092 |
| Agulla Otero, M.; Hurtado Romero, A. E.; Andrés Rodríguez, C.; Pena Vaquero, S.; Antón García, D.; Torres Cabrera, R.; Miguel Pérez, D.; Donis Gil, S.; Villar Vázquez, C.; Soto Angoña, R.; del Castillo Belmonte, Á.; de Frutos Baraja, J. M.; Alonso Hernández, D.                   |      |
| <b>CHECKLIST PARA LA INSTALACION DE NUEVOS EQUIPOS DE RAYOS X</b>                                                                                                                                                                                                                       | 1094 |
| Muñoz Espejo, M.; Manzano Martínez, F. J.; Luque Espejo, B.                                                                                                                                                                                                                             |      |
| <b>OPTIMIZACIÓN DE LAS RESTRICCIONES AL ALTA EN PACIENTES TRATADOS CON 177LU-DOTATATE</b>                                                                                                                                                                                               | 1094 |
| Henao Isaza, A. M.; Irazola Rosales, L.; Cuenca Bandín, T.; Echegoyen Ruiz, P.; Prieto Azcárate, E.; Rosales, J. J.; Martí-Climent, J. M.                                                                                                                                               |      |
| <b>ESTIMACIÓN DE DOSIS A TRABAJADORES EN SALAS DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA PARA TRATAMIENTOS DE TERAPIA SUPERFICIAL Y DE MAMA.</b>                                                                                                                                                     | 1096 |
| Castro Moreno, R.; Gonzalez Rodriguez, A.; Gandia Martinez, A.; Lozares Cordero, S.; Sanchez Casi, M.; Jiménez Puertas, S.; Díez Chamarro, J.; Villa Gazulla, D.; Hernandez Hernandez, M.; Font Gomez, J. A.                                                                            |      |
| <b>EFFECTIVIDAD DE UN LABERINTO COMO ELEMENTO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA</b>                                                                                                                                                                                                             | 1098 |
| Arrocha Acevedo, J. F.; García Sánchez, M.; Lupiani castellanos, J.; Fernández Rodríguez, D.; Albertos Fernández, M. J.                                                                                                                                                                 |      |
| <b>IMPORTANCIA DE HACER RASTREO DE CONTAMINACION TRAS LAS PRUEBAS DE ESFUERZO. HALLAZGOS</b>                                                                                                                                                                                            | 1100 |
| Muñoz Espejo, M.; Manzano Martínez, F. J.; Luque Espejo, B.                                                                                                                                                                                                                             |      |
| <b>12 AÑOS DE EVALUACIÓN CON DOSIMETRÍA DE INVESTIGACIÓN. MAPA RADIOLÓGICO DE UN HOSPITAL</b>                                                                                                                                                                                           | 1101 |
| Manzano Martínez, F. J.; Muñoz Espejo, M.; Nuño Rodríguez, C.                                                                                                                                                                                                                           |      |
| <b>REFUERZO DE LA INFORMACIÓN A PACIENTES EN RADIOTERAPIA MEDIANTE LA REALIZACIÓN DE ENCUESTAS Y ENTREGA DE DOCUMENTACIÓN</b>                                                                                                                                                           | 1102 |
| Pérez Ríos, L.; Sánchez Ramos, A.; Castro Ramírez, I. J.; Angulo Paín, E.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                                                                        |      |
| <b>ESTUDIO PILOTO PARA IMPLANTACIÓN DE UN PROGRAMA DE DOSIMETRÍA EN CRISTALINO</b>                                                                                                                                                                                                      | 1104 |
| Onsès-Segarra, A.; Muñoz-Montplet, C.; Jurado-Burggeman, D.; Gil-Rubio, I.                                                                                                                                                                                                              |      |
| <b>GESTIÓN DEL RIESGO DE EXPOSICIÓN DEL CRISTALINO PERCIBIDO POR EL PERSONAL TSID EN QUIRÓFANOS CENTRALES EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS</b>                                                                                                                                  | 1105 |
| Gutiérrez Rodríguez, L.; Hernández Concepción, E.; Catalan Acosta, A.; Perdomo Morales, Y. M.; Sánchez Hernández, O.                                                                                                                                                                    |      |
| <b>EXPERIENCIA DEL HOSPITAL PUERTA DEL MAR CON EL CONTROL DE EPIS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA</b>                                                                                                                                                                                         | 1106 |
| Castanedo Álvarez, M.; Sasián Cagigas, R.; Vicent Granado, D.; Pérez Ríos, L.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                                                                    |      |
| <b>PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN QUIRÓFANO NO BLINDADO CON EQUIPO O- ARM</b>                                                                                                                                                                                                                | 1107 |
| Pérez Ríos, L.; Granado Olmedo, J. M.; Angulo Paín, E.; Iborra Oquendo, M. A.                                                                                                                                                                                                           |      |
| <b>VALORACIÓN DE LA EFICACIA PROTECTORA DE UN SISTEMA EPI PLOMADO DE CUELLO, BARBILLA Y CRÁNEO PARA PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA</b>                                                                                                                                   | 1108 |
| Hurtado Romero, A. E.; Soto Angoña, R.; Villar Vázquez, C.; Pena Vaquero, S.; Antón García, D.; Andrés Rodríguez, C.; Agulla Otero, M.; Donis Gil, S.; Miguel Pérez, D.; del Castillo Belmonte, Á.; Alonso Hernández, D.; de Frutos Baraja, J. M.; Torres Cabrera, R.                   |      |

|                                                                                                                                                                                                                                                      |      |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| <b>ESTIMACIÓN DE DOSIS A LOS PROFESIONALES IMPLICADOS EN LOS TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PÁNCREAS MEDIANTE EL IMPLANTE DE MICROPARTÍCULAS DE P-32</b>                                                                                                  | 1111 |
| Béjar Navarro, M. J.; Chillida Rey, R.; Galiano Fernández, P.; Williamson, S.; Prieto Morán, D.; Sevillano Martínez, D.; García Fuentes, J. D.; Cámara Gallego, M.; Capuz Suárez, B.; Colmenares Fernández, R.; Morís Pablos, R.; García Vicente, F. |      |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO</b>                                                                                                                                  |      |
| <b>REALIZACIÓN DE UN MANIQUÍ PARA QC DE EQUIPO DE INTRAOPERATORIA</b>                                                                                                                                                                                | 1112 |
| Azkonobieta Carballo, M.; Batista Herrera, M. S.; Fernández Belmonte, F.; Garrido Bretón, C.; Díaz Calzadilla, P.                                                                                                                                    |      |
| <b>EXTENSIONES DE PENRED PARA SIMULACIÓN DE TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA Y TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA</b>                                                                                                                                             | 1113 |
| Oliver Gil, S.; Giménez-Alventosa, V.; Chillarón, M.; Vidal, V.; Verdú, G.; Ballester, F.; Vijande, J.                                                                                                                                               |      |
| <b>DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UNA METODOLOGÍA PARA GENERAR ESPACIOS DE FASES DE HACES CONFORMADOS A LA SALIDA DEL COLIMADOR MULTILÁMINAS DE UN LINAC</b>                                                                                                 | 1115 |
| Oliver Gil, S.; Juste, B.; Miró, R.; Verdú, G.                                                                                                                                                                                                       |      |
| <b>CARACTERIZACIÓN DE UN IRRADIADOR DE ANIMALES PEQUEÑOS Y DISEÑO DE UN DISPOSITIVO COLIMADOR</b>                                                                                                                                                    | 1116 |
| Ayala Lázaro, R.; Alarcia Noci, M.; Espinosa-Rodríguez, A.; Udías Moinelo, J. M.; Ibañez García, P.                                                                                                                                                  |      |
| <b>COMPARACIÓN DE LOS ALGORITMOS AAA Y AXB CON EL SISTEMA DE VERIFICACIÓN MOBIUS3D.</b>                                                                                                                                                              | 1118 |
| Mosquera-Pena Sánchez, F.; Dorado Dorado, R.; Fernandez Gonzalez, A.; Vazquez Rodríguez, J. S.; Teijeiro García, A.; Andrade Álvarez, B.; Lopez Medina, A.; Salgado Fernandez, M.                                                                    |      |
| <b>ESTUDIO DE LA ACTIVACIÓN DEL BLINDAJE DE LOS CENTROS DE PROTONES CON SINCROTRONES COMPACTOS</b>                                                                                                                                                   | 1120 |
| García, G.; Navarro, D.; Gallego, E.                                                                                                                                                                                                                 |      |
| <b>ESTUDIOS DE LA ACTIVACIÓN DEL AIRE EN CENTROS DE PROTONTERAPIA SIMILARES AL PREVISTO EN SANTANDER</b>                                                                                                                                             | 1120 |
| García, G.; Ratero Talavera, C.; García Herranz, N.                                                                                                                                                                                                  |      |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)</b>                                                                                                                           |      |
| <b>SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO PARA IORT CON IMÁGENES 3D OBTENIDAS CON SMARTPHONE O TABLET EN QUIRÓFANO</b>                                                                                                                              | 1121 |
| Lozares Cordero, S.; Bermejo Barbanoj, C.; González, D.; Badías, A.; González Pérez, V.; Gandía Martínez, A.; Font Gómez, J. A.                                                                                                                      |      |
| <b>DESIGN OF AN X-RAY IRRADIATOR WITH FLASH DOSE-RATE CAPABILITIES FOR PRECLINICAL RESEARCH</b>                                                                                                                                                      | 1123 |
| Ibañez García, P.; Espinosa-Rodríguez, A.; Villa-Abaunza, A.; Díaz, N.; Sánchez-Parcerisa, D.; Udías Moinelo, J. M.                                                                                                                                  |      |
| <b>COMPARACIÓN DE IMÁGENES DE FASE RECONSTRUIDAS A PARTIR DE TÉCNICAS CON Y SIN SPECKLE USANDO UN TUBO DE RAYOS-X MICROFOCO</b>                                                                                                                      | 1124 |
| Rosich Velarde, D.; Chevalier del Río, M.; Alieva Krashennnikova, T.; Belarra Rodríguez, A.                                                                                                                                                          |      |
| <b>ESTADO DE REFERENCIA DE UNA UNIDAD DE IRRADIACIÓN ANIMAL CON FINES DE IRRADIACIÓN RADIOBIOLÓGICA</b>                                                                                                                                              | 1126 |
| Fayos-Solá Capilla, R.; Delgado Rodríguez, J. M.; Díaz Pascual, V.; Pedrero de Aristizábal, D.; Aguilar Redondo, P. B.; Cabello García, J. P.; Viñals Muñoz, A.; Ramón García, C.; Antolín San Martín, E.; Azcona Armendáriz, J. D.                  |      |
| <b>CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN PROCEDIMIENTO DE IRRADIACIÓN DE CULTIVOS CELULARES EN UN EQUIPO DE IRRADIACIÓN ANIMAL DEDICADO SARRP</b>                                                                                                        | 1128 |
| Fayos-Solá Capilla, R.; Delgado Rodríguez, J. M.; Díaz Pascual, V.; Pedrero de Aristizábal, D.; Aguilar Redondo, P. B.; Cabello García, J. P.; Viñals Muñoz, A.; Ramón García, C.; Antolín San Martín, E.; Azcona Armendáriz, J. D.                  |      |
| <b>DETECCIÓN PREVENTIVA DE POSIBLES AVERÍAS DE UN ACELERADOR MEDIANTE UN DETECTOR DE ALTA RESOLUCIÓN TEMPORAL</b>                                                                                                                                    | 1130 |
| Ferrer Gracia, C.; Correa Cárdenas, M.; Feijoo, M.; Huertas Martínez, C.; García Riñón, D.; Martínez Sánchez, M.; Yang, G.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                         |      |
| <b>VARIACIÓN DIMENSIONAL TRAS EXPOSICIÓN A RADIACIÓN IONIZANTE DE DIFERENTES MATERIALES EMPLEADOS EN FABRICACIÓN ADITIVA</b>                                                                                                                         | 1132 |
| Ferrando Sánchez, A.; Cabello Murillo, E.; Díaz Fuentes, R.; Milanés Gaillet, A. I.; Pozo Rodríguez, G.; Adaimi Hernández, P.; Manzano Rodríguez, M.; Gaitán Simón, Á.; Botella Faus, P.; Arroyo Galán, A.                                           |      |
| <b>DENSIDAD ELECTRÓNICA Y NÚMERO ATÓMICO EFECTIVO DE MATERIALES DE IMPRESIÓN 3D MEDIANTE TC Y MÉTODO MULTITENSIÓN</b>                                                                                                                                | 1133 |
| Ferrando Sánchez, A.; Arroyo Galán, A.; Martínez Gómez, L. C.; Cabello Murillo, E.; Díaz Fuentes, R.; Botella Faus, P.; Gaitán Simón, Á.; Adaimi Hernández, P.; Manzano Rodríguez, M.; Milanés Gaillet, A. I.; Pozo Rodríguez, G.                    |      |

|                                                                                                                                                                                                                                                 |      |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| <b>ESTABLECIMIENTO DE UN PROGRAMA PRELIMINAR DE INVESTIGACIÓN PARA EL FUTURO CENTRO DE PROTONTERAPIA DE VALENCIA</b>                                                                                                                            | 1136 |
| Lliso Valverde, F.; Conde Moreno, A. J.; Benlloch Baviera, J. M.; Vijande Asenjo, J.; Ballester Pallarés, F.; Sanchis Peris, E.; Carmona Meseguer, V.; Gimeno Olmos, J.; Ruiz Rodriguez, J. C.; Pérez-Calatayud, J.                             |      |
| <b>IMPACTO DE LA TERAPIA FLASH CON PROTONES EN LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE CENTROS COMPACTOS DE PROTONTERAPIA (CPTC)</b>                                                                                                                       | 1137 |
| García, G.; Gómez Ros, J. M.; Gallego, E.                                                                                                                                                                                                       |      |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RADIOBIOLOGÍA</b>                                                                                                                                                                                                             |      |
| <b>APROXIMACIÓN A LA CUANTIFICACIÓN DEL DAÑO EN EL ADN A BAJAS DOSIS Y SU ASOCIACIÓN CON EL RIESGO DE EFECTOS ESTOCÁSTICOS</b>                                                                                                                  | 1137 |
| Quintero Velásquez, L.; Abril Fajardo, A.; Aristizabal, A.                                                                                                                                                                                      |      |
| <b>PROTOCOLO PARA OBTENCIÓN DE CURVAS DE SUPERVIVENCIA CELULAR AL INTERIOR DE FANTOMA DE CUERPO HUMANO</b>                                                                                                                                      | 1138 |
| González Niño, J. M.; Plazas de Pinzón, M. C.                                                                                                                                                                                                   |      |
| <b>REDUCCIÓN DEL POTENCIAL PROLIFERATIVO DE CÉLULAS NK-92-CD16 MEDIANTE IRRADIACIÓN EXTERNA CON ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES</b>                                                                                                         | 1140 |
| Giraldo Jiménez, D.; Jiménez Albericio, J.; García Romero, A.; Anel Bernal, L. A.; Castán Guerrero, C.; González Lizarraga, Í.; Vera Tena, D.; Gómez González, N.; Calvo Carrillo, S.; Barranco López, A.; Ortega Pardina, P.; Ruiz Manzano, P. |      |
| <b>PROTECCIÓN EN EMERGENCIAS NUCLEARES Y RADIOLÓGICAS: UNA NUEVA CONTRAMEDIDA ORAL</b>                                                                                                                                                          | 1141 |
| Obrador, E.; Salvador-Palmer, R.; Villaescusa, J. I.; Estrela, J. M.; Montoro, A.                                                                                                                                                               |      |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA</b>                                                                                                                                                                                     |      |
| <b>DESARROLLO DE SISTEMA DE EXPOSICIÓN IN VITRO A RADIACIÓN EN EL ESPECTRO VISIBLE</b>                                                                                                                                                          | 1142 |
| Úbeda Maeso, C.; Pérez González, L. A.; Fernández Guarino, M. F. G.; Martínez Pascual, M. A.; Toledano Macias, E.; Hernández Bule, M. L.                                                                                                        |      |
| <b>ANÁLISIS DE LOS ÍNDICES TÉRMICO Y MECÁNICO COMO EVALUADORES DE POTENCIALES EFECTOS BIOLÓGICOS DE LOS ULTRASONIDOS EN EXPLORACIONES DIAGNÓSTICAS OBSTÉTRICAS</b>                                                                              | 1143 |
| González Fernández, A.                                                                                                                                                                                                                          |      |
| <b>ESTUDIO DE COMPATIBILIDAD DE DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS EN UN ENTORNO DE RESONANCIA MAGNÉTICA</b>                                                                                                                                             | 1144 |
| Chover Diaz, B.; Serrano Juárez, A.; Núñez Hernández, A.; Brualla, L.; Pastor Pastor, N. P.; Zaragoza Cardells, E.; Salvador Montaña, M. A.                                                                                                     |      |
| <b>CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE ULTRASONIDOS DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD</b>                                                                                                                                                         | 1147 |
| Reguilón Martín, A.; Marqués Fragueta, E.; Gutiérrez Ruiz, M.; Ferreiros Vazquez, N.; Alonso Muriedas, J.; Camacho De La Vega, G.; Rodríguez Cobo, C.                                                                                           |      |
| <b>FIABILIDAD DE LA CUANTIFICACION EN RM 4D</b>                                                                                                                                                                                                 | 1148 |
| Marcos Carrión, A.; Roselló i Ferrando, J.; CHOVER DIAZ, B.; Brualla González, L.                                                                                                                                                               |      |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: LEGISLACIÓN Y ASPECTOS SOCIALES</b>                                                                                                                                                                                           |      |
| <b>REGULARIZACIÓN DE LA PROFESIÓN DE FÍSICA MÉDICA EN GUATEMALA</b>                                                                                                                                                                             | 1150 |
| Hernandez, E.; Ixquiac, M.; Contreras, R.                                                                                                                                                                                                       |      |
| <b>ÁREA TEMÁTICA: EDUCACIÓN Y FORMACIÓN</b>                                                                                                                                                                                                     |      |
| <b>CAPACITACIÓN VIRTUAL PARA DOCENTES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y TECNOLOGÍA NUCLEAR. COLABORACIONES ENTRE EL OIEA Y CIEMAT</b>                                                                                                                 | 1151 |
| Llorente Herranz, C.; De Diego, L.; Cristobal, A.                                                                                                                                                                                               |      |
| <b>HERRAMIENTA PARA LA AUTOMATIZACIÓN DE LA BÚSQUEDA DE RECURSOS BIBLIOGRÁFICOS MEDIANTE WEBSCRAPPING</b>                                                                                                                                       | 1151 |
| Honorato Hernández, S.; Castro Tejero, P.; Simón de Blas, R.; Chamorro Serrano, P.; Hernández González, D.; Roch González, M.                                                                                                                   |      |
| <b>FORMACIÓN DE ENRESA SOBRE CONTROL Y RECUPERACIÓN DE FUENTES RADIATIVAS HUÉRFANAS DE ACUERDO CON EL REAL DECRETO 451/2020</b>                                                                                                                 | 1153 |
| Fernandez Sanchez, V. M.; Cuevas Cortiguera, P.; Alcaide Trenas, E.                                                                                                                                                                             |      |
| <b>PROYECTO DE INVESTIGACIÓN DE BACHILLERATO: CONSTRUCCIÓN Y CALIBRACIÓN DE UN MONITOR DE RADIACIÓN. REALIZACIÓN DE MEDIDAS EN DISTINTOS ENTORNOS</b>                                                                                           | 1154 |
| Camp Brunas, A.; Roig Costa, M.; Mota Pérez, L.; Vaquero Toribio, M.                                                                                                                                                                            |      |
| <b>FUNCIONES DEL TSID EN EL SERVICIO DE DOSIMETRIA PERSONAL DEL CND</b>                                                                                                                                                                         | 1156 |
| Jimenez Garcia, A.; Uccello, O.; Soriano, A.; Pujades, M. C.                                                                                                                                                                                    |      |

**HUMANIZACIÓN Y OPTIMIZACIÓN EN EL ENTRENAMIENTO DEL PACIENTE ANTES DE UNA PRUEBA TC4D Y DIBH** 1157  
Botella Faus, P.; Adaimi Hernández, P.; Rojo Navarrete, D.; Alonso Delgado, I.; Milanés Gaillet, A. I.; Pozo Rodríguez, G.; Martín García, D.; Gaitán Simón, Á.; Manzano Rodríguez, M.; Brazales San Martín, R.; Trápaga Porrero, V.; Díaz Fuentes, R.; Ferrando Sanchez, A.; Cabello Murillo, E.

**COLABORACIÓN INTERLABORATORIO EN BIODOSIMETRÍA CON FINES DE DOSIMETRÍA EN CASOS DE EXPOSICIÓN INTERNA** 1158  
Rearte, J.; Di Giorgio, M.; Torres-Espallardo, I.; Prado, S.; Bello, P.; Martí-Bonmatí, L.; Campayo, J. M.; Villaescusa, J. I.; Montoro, A.

#### ÁREA TEMÁTICA: CULTURA DE SEGURIDAD

**ANÁLISIS DE LA CULTURA DE SEGURIDAD DEL PACIENTE EN RADIODIAGNOSTICO** 1158  
Angulo Pain, E.; Sasian Cagigas, R.; Granado Olmedo, J. M.; Sanchez Ramos, A.; Iborra Oquendo, M. A.

**REVISIÓN RETROSPECTIVA DE INCIDENTES DE SEGURIDAD. VALORACIÓN DE CBCT, SGRT Y DOSIMETRÍA PORTAL IN VIVO COMO BARRERAS TECNOLÓGICAS** 1159  
Gómez-Tejedor Alonso, S.; Rincón Pérez, M.; Penedo Cobos, J. M.; Martínez Felipe, A.; Morcillo García, A. B.; Guzmán Gómez, L.; Del Amo Molinero, C.; García Castejón, M. Á.; Azinovic Gamo, I.

**RESULTADO DE LA IMPLANTACIÓN DE NUEVAS DEFENSAS EN EL PROGRAMA INFORMÁTICO SEVRRRA DEL PROYECTO MARR** 1160  
García Marcos, R.; Ruiz Galán, G.; Ayala Lázaro, R.; Megias Ruiz, J. M.; Soza Marañón, Á.; García Hernández, M. J.; Gómez Cores, S.

**ESTANDARIZACIÓN EN LA NOMENCLATURA: HACIA LA MEJORA DE LA CALIDAD EN PROCESOS RADIOTERÁPICOS** 1161  
Botella Faus, P.; Simón de Blas, R.; Roch González, M.; Chamorro Serrano, P.; Castro Tejero, P.; Hernández González, D.; García Castañón, P.

## INVESTIGADORES NOVELES

 1164

#### RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA

**IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL DESPLAZAMIENTO DE CATÉTERES EN BRAQUITERAPIA HDR DE PRÓSTATA** 1165  
Fernández Leira, C.; Pino Sorroche, F.; Slocker Escarpa, A.; Picón Olmos, C.

#### INVESTIGADORES NOVELES

**COMPARACIÓN DE LOS INDICADORES DE DOSIS EN EXPLORACIONES DE MEDICINA NUCLEAR REALIZADAS CON 18F-FDG PARA DISTINTOS PROTOCOLOS** 1166  
González Kölmel, E.; López Castro, M. Á.; Camino Martínez, J. M.; Álvarez Llorente, D.; Montoya Pastor, A.; Otero Martínez, C.; Sánchez García, M.; Mosquera Sueiro, J.; Lobato Busto, R.; Luna Vega, V.; Pombar Cameán, M.

#### RD-INVESTIGADORES NOVELES

**TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE ENERGÍA DUAL COMO FACTOR PRONÓSTICO DE SUPERVIVENCIA EN CÁNCER DE PULMÓN** 1168  
Lusa Agüero, T.; González Pérez, V.; Arana Fernández de Moya, E.; Barrios Benito, M.; Cruz Mojarrieta, J.

#### RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES

**DEPENDENCIA DE LA TASA DE CALIBRACIÓN CON LAS MEDIDAS DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE PACIENTES A PARTIR DEL DETECTOR OCTAVIUS 4D 1000SRs** 1171  
López Romero, A.; Sánchez Rubio, P.; Montes Uruén, A.; Colado Tornero, J. L.; González González, V.; Martínez Ortega, J.

**CONTROL DE CALIDAD PARA LA IMPLEMENTACIÓN DE LA IMAGEN POR EQUIPOS HÍBRIDOS PET/MR EN LA ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA: EFECTO DE LA CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN Y DE LA COMPENSACIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO** 1174  
Salvador Ribés, C.; Carles Fariña, M.

#### PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

**OPTIMIZACIÓN DEL PROCEDIMIENTO DE DETERMINACIÓN DE SR-90 EN AGUA POR CONTADOR PROPORCIONAL** 1176  
Idoeta, R.; López Gómez, J.; Abelairas Arce, A.; Alegría Gutiérrez, N.

#### GESTIÓN DE RESIDUOS Y DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES

**APLICACIÓN DE INFOGRAFÍAS PARA LA GESTIÓN EFECTIVA DE RESIDUOS RADIATIVOS EN UN SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR** 1178  
Paradela Díaz, G.; Rosado del Castillo, R.; Honorato Hernández, S.; García Castañón, P.; Chamorro Serrano, P.; Prieto Martín, C.

#### MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

**ALGORITMO DE COLONIA DE HORMIGAS PARA LA SIMULACIÓN MONTE CARLO DEL TRANSPORTE DE PROTONES** 1180  
Puerta Megías, D.; Anguiano, M.; García-Pareja, S.; Lallena, A. M.

**VALIDACIÓN MONTE CARLO DE LA TEORÍA DE FERMI-EYGES** 1181  
de la Torre González, J. A.; Anguiano Millán, M.; Lallena Rojo, A. M.

**NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)**  
**EVALUACIÓN AUTOMÁTICA DE LA CALIDAD DE LA IMPRESIÓN 3D DE OBJETOS GEOMÉTRICOS SIMPLES MEDIANTE MICRO-CT** 1181  
Belarra Rodríguez, A.; Hernández Girón, I.; Chevalier del Río, M.

## **ORALES SIMPOSIO TÉCNICOS** 1184

**SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA RTE**  
**DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS ENTRE TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PRÓSTATA CON GEL ESPACIADOR O BALÓN RECTAL TRATADOS CYBERKNIFE M6 MLC** 1185  
Palazón Cano, I.; García García, R.; Rodríguez Pérez, A.; Bobo Jaureguizar, A.; Sotoca Ruiz, A.

**EL METAVERSO EN LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA: USO DE QUEST 2 COMO ALTERNATIVA A LOS MONITORES** 1186  
Saez-Beltran, M.; Gómez Hinojal, L.; García Martín, A.; Aznar Durán, A.; Serrano Sanz, A. I.; Luengo Jiménez, J.; Herrero Manso, P.; Marina Martínez, A.; Príncipe Martínez, L.; Ferrer Gracia, C. L.; Huertas Martínez, C.; Plaza Núñez, R.; Sánchez López, R.; Mínguez Aguilar, C.; de la Monja rey, P.; Martínez Valdivia, J. L.; Gómez Romero, S.; yang, G.; Martínez Sánchez, M.; García Riñón, D.

**SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA FÍSICA PROTONES**  
**ESTRATEGIAS DE PLANIFICACIÓN DOSIMÉTRICA EN PROTONTERAPIA** 1187  
Canals de las Casas, E.; Lorenzo, I.

**SIMPOSIO DE TÉCNICOS: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA**  
**LA LABOR DEL TÉCNICO SUPERIOR EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO EN EL PROCESO DE GESTIÓN DE MODIFICACIÓN DE DOSIS ADMINISTRATIVAS** 1188  
Uccello, O.; Jiménez García, A.; Mas Muñoz, I.; Vilar Palop, J.

**PROGRAMA PARA ESTIMAR LA DOSIS EFECTIVA A UN TRABAJADOR EXPUESTO EN CASO DE EMERGENCIA EN UN PROCEDIMIENTO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA** 1190  
Luengo Jiménez, J.; De La Monja Rey, P.; Mínguez Aguilar, C.; Plaza Nuñez, R.; Saez Beltran, M.

**SIMPOSIO DE TÉCNICOS: OTROS**  
**FUNCIONES DEL DOSIMETRISTA EN EL SERVICIO DE RADIOTERAPIA** 1192  
Parcerisa Torné, M.; Pujol Badia, R.

## **POSTERS SIMPOSIO TÉCNICOS** 1193

**SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA RTE**  
**ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LA TÉCNICA VMAT Y 3D-CRT EN LA PATOLOGÍA DE RECTO CON PRESCRIPCIÓN 5X5** 1194  
Parcerisa Torné, M.; Pujol Badia, R.; Ramírez Muñoz, T.; Infestas Maderuelo, Á.; Colomer Truysols, M.; López Muñoz, A.; Amat De Los Ángeles, D.; Frontera Solà, G.; Gallardo Cortiñas, U.; Peralta Adina, A. A.; Navarro Giménez, D.; Ambroa Rey, E. M.; Garcia-Miguel Quiroga, J.; Valdivielso López, T.; Lizondo Gibert, M.; Lorenzo Rodríguez, Á.

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA PLANIFICACIÓN DE IRRADIACIÓN DE MAMA SIMPLE UTILIZANDO LA HERRAMIENTA EZFLUENCE VS PLANIFICACIÓN MANUAL** 1195  
Pérez Sánchez, J. M.; Lambisto Castro, D.; Cortés González, A. M.; Aliana González, R.; Estrella Blancafort, M.; Monreno Martínez, V.

**CANCER DE MAMA: PLANIFICACION 3D VS VMAT** 1197  
García Martín, A.; Gomez Hinojal, L.; Huertas Martinez, C. Á.; Plaza Nuñez, R.; Sáez Beltrán, M.

**ANÁLISIS DE ALGUNOS INDICADORES DE CALIDAD DEL PROCESO RADIOTERÁPICO EN PACIENTES DE CÁNCER DE PRÓSTATA Y PULMÓN** 1198  
López Luque, R.; Pallarés Moreno, C.; Reyes Ortiz, P.; Guirado Llorente, D.

**ANÁLISIS MEDIANTE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO DE LA REPRODUCIBILIDAD DEL POSICIONAMIENTO CON UN NUEVO INMOVILIZADOR DE HOMBROS EN TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO** 1199  
Pérez Estables, Y. P.; Baquerizo Castán, M.; Martínez Casbas, C.; Sánchez Cano, F. J.; Aguirre Collado, A.; Garcia Romero, A.



|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |      |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| <b>IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL INMOVILIZADOR DE CABEZA Y CUELLO EN LOS TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                   | 1201 |
| Pujol Badia, R.; Parcerisa Torne, M.; Infestas Maderuelo, A.; Ramirez Muñoz, T.; Lopez Muñoz, A. B.; Amat de los Angeles, D.; Frontera Solà, G.; Gallardo Cortiñas, U.; Peralta Adina, A. A.; Ambroa Rey, E. M.; Gacia-Miguel Quiroga, J.; Valdivielso López, T.; Lizondo Gibert, M.; Navarro Giménez, D.; Lorenzo Rodriguez, A.; Colomer Truyols, M. |      |
| <b>TRATAMIENTO PACIENTE INYECTADO, CON RADIOISOTOPO, EN RADIOTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                              | 1203 |
| Muñoz Espejo, M.; Manzano Martínez, F. J.; Luque Espejo, B.                                                                                                                                                                                                                                                                                           |      |
| <b>VALIDACION FUNCIONAL DE SOFTWARE DOSIMÉTRICO PERFRACTION EN VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO</b>                                                                                                                                                                                                                                                     | 1203 |
| García Rescalvo, A.; Ortiz López, R.; Segura Arribas, S.; Medina Céspedes, M.; Polo Cezón, R.; Bayón Llera, J.; Eugui Martínez, R.; Jiménez González, J. M.                                                                                                                                                                                           |      |
| <b>EVALUACIÓN DE LA CORRELACIÓN DE PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS E ÍNDICES DE CONFORMIDAD EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON BOOST INTEGRADO</b>                                                                                                                                                                                                         | 1205 |
| Cortés González, A. M.; Romera Martínez, I.; Jurado Bruggeman, D.; Pérez Sánchez, J. M.; Aliana González, R.; Estrella Blancafort, M.; Moreno Martínez, V.                                                                                                                                                                                            |      |
| <b>IMPACTO EN INDICADORES DOSIMÉTRICOS POR LA PRESENCIA DE AIRE EN EL RECTO EN TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA</b>                                                                                                                                                                                                                                           | 1207 |
| Ortiz López, R.; García Rescalvo, A.; Segura Arribas, S.; Bayón Llera, J.; Medida Céspedes, M. D.; Eugui Martínez, R.; Polo Cezon, R.                                                                                                                                                                                                                 |      |
| <b>SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA BT</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |      |
| <b>PROCEDIMIENTO DE BRAQUITERAPIA OCULAR CON ISOTOPOS RADIATIVOS</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 1209 |
| García Martín, A.; Gómez Hinojal, L.; Plaza Nuñez, R.; Huertas Martinez, C. Á.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                                                                                                                                      |      |
| <b>SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA FÍSICA PROTONES</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                               |      |
| <b>PROCEDIMIENTOS DE LOCALIZACION ,SIMULACION Y DOSIMETRÍA DEL CANCER DE MAMA EN IMRT</b>                                                                                                                                                                                                                                                             | 1210 |
| Rodríguez Curras, C.; Cuesta Mendoza, M. J.                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |      |
| <b>TRATAMIENTO DE NEURALGIA DEL TRIGÉMINO SEGÚN PROTOCOLO DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DOCE DE OCTUBRE</b>                                                                                                                                                                                                                                              | 1212 |
| Aponte Cabrera, I.; Moreno Gutiérrez, C.                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |      |
| <b>INTRODUCCIÓN A LA RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN UN CENTRO DE PROTONTERAPIA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                        | 1213 |
| Canals de las Casas, E.; Lorenzo, I.; Marquez, R.                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |      |
| <b>METODOLOGÍA PARA LA EVALUACIÓN DE LA INFLUENCIA RESPIRATORIA EN UN TRATAMIENTO ABDOMINAL CON PROTONES</b>                                                                                                                                                                                                                                          | 1214 |
| Canals de las Casas, E.; Lorenzo, I.; Marquez, R.                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |      |
| <b>SIMPOSIO DE TÉCNICOS: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |      |
| <b>PROTECCIÓN CON BOLUS DE MENTÓN Y CUELLO, DE LA RADIACION POR RETORNO ELECTRONICO PRODUCIDO POR EFECTO DEL CAMPO MAGNÉTICO EN RM LINAC 1.5T UNITY</b>                                                                                                                                                                                               | 1216 |
| Gomez Hinojal, L.; Arroyo Corral, P.; Camacho Martinez, D.; Lozano Serrano, A.; Sanchez Vilela, B.; García Martín, A.; Huertas Martinez, C. Á.; Ferrer Gracia, C.; Navarro Domenech, I.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                             |      |
| <b>IMPORTANCIA DE CALIBRAR LOS DETECTORES DE RADIACIÓN EN LAS CALIDADES ENERGÉTICAS Y TASAS ADECUADAS. CARACTERIZACIÓN DEL MONITOR DE RADIACIÓN AMBIENTAL RADEYE B20</b>                                                                                                                                                                              | 1217 |
| Núñez Pintos, C. E.; Palma Copete, J. D.; Pujades Claumarchirant, M. D. C.; Pastor Pérez, D. A.                                                                                                                                                                                                                                                       |      |
| <b>NORMAS POR PUESTO DE TRABAJO EN RAYOS X</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 1218 |
| Muñoz Espejo, M.; Manzano Martínez, F. J.; Luque Espejo, B.                                                                                                                                                                                                                                                                                           |      |
| <b>SIMPOSIO DE TÉCNICOS: CONTROL DE CALIDAD EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                         |      |
| <b>ESTUDIO SOBRE LAS CAUSAS DE LA TASA DE RECHAZO DE IMÁGENES EN RADIODIAGNÓSTICO</b>                                                                                                                                                                                                                                                                 | 1219 |
| Arenas Vicente, J.; Parla Rodríguez, S.; Martínez Francés, E.; Soria Ruiz, L.; Morán Velasco, V.                                                                                                                                                                                                                                                      |      |
| <b>DOSIMETRÍA FÍSICA RTE</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |      |
| <b>INFLUENCIA DE LAS INCERTIDUMBRES DE POSICIONAMIENTO DE LA CÁMARA FARMER EN LA DOSIMETRÍA DE REFERENCIA DE HACES DE FOTONES MV SIN FILTRO APLANADOR</b>                                                                                                                                                                                             | 1221 |
| Lusa Agüero, T.; Velasco Fernández, C.; Mosquera Cereijo, I.; Gómez Pardos, R.; Camacho López, C.                                                                                                                                                                                                                                                     |      |
| <b>SEGUIMIENTO ESTADÍSTICO DE LA DOSIS ABSORBIDA Y LA CALIDAD DE LOS HACES DE FOTONES Y ELECTRONES PRODUCIDOS POR UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO</b>                                                                                                                                                                                             | 1222 |
| Reyes Ortiz, P.; Guerrero Blanca, J. A.; Pallarés Moreno, C.; López Luque, R.; Guirado Llorente, D.                                                                                                                                                                                                                                                   |      |
| <b>VERIFICACIÓN DE LAS MEDIDAS DIARIAS EN TOMOTERAPIA CON EQUIPO TOMODOSE</b>                                                                                                                                                                                                                                                                         | 1223 |
| Serrano Snz, A. I.; Minguez Aguilar, C.; Luengo Jimenez, J.; Plaza Nuñez, R.; de la Monja Rey, P.; Martinez Sanchez, M.                                                                                                                                                                                                                               |      |

## SIMPOSIO DE TÉCNICOS: OTROS

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |      |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| <b>USO “HACKEADO” DE UN INMOVILIZADOR DE PULMÓN PARA TRATAMIENTOS DE RT EXTERNA DE VULVA</b>                                                                                                                                                                                                                        | 1225 |
| Ortín Corral, M.; Sáez Beltrán, F.; Martínez Arias, R.; Blanco Villa, S.; Martín Ruiz, M. M.; Gil Restrepo, C.; Benito Bejarano, M. A.                                                                                                                                                                              |      |
| <b>RADIOTERAPIA: APLICACIONES MÁS ALLÁ DE LA ONCOLOGÍA</b>                                                                                                                                                                                                                                                          | 1227 |
| Trápaga Porrero, V.; Brazales San Martín, R.; Rollán Plaza, R.; Botella Faus, P.; Adaimi Hernandez, P.; Milanés Gaillet, A. I.; Gaitán Simón, A.; Manzano Rodríguez, M.; Cabello Murillo, E.; Pozo Rodríguez, G.; Díaz Fuentes, R.; Martín García, D.; Rojo Navarrete, D.; Alonso Delgado, I.; Ferrando Sanchez, A. |      |
| <b>MARCAJE CON SEMILLAS DE I-125 DE ADENOPATÍAS AXILARES PREVIO AL TRATAMIENTO NEOADYUVANTE CON QUIMIOTERAPIA EN CÁNCER DE MAMA</b>                                                                                                                                                                                 | 1229 |
| García Torres, M. L.; Fernández Toro, V.; Cano Iglesias, E.; Luna Serrano, M.                                                                                                                                                                                                                                       |      |
| <b>ANÁLISIS DE ESTRELLAS EN PLATAFORMA SUNCHECK</b>                                                                                                                                                                                                                                                                 | 1230 |
| Segura Arribas, S.; Garcia Rescalvo, A.; Ortiz Lopez, R.; Bayon Llera, J.; Medina Céspedes, M. D.; Eugui Martinez, R.; Polo Cezon, R.                                                                                                                                                                               |      |
| <b>IMPACTO EN LAS INSTALACIONES DEL PROYECTO DEL REAL DECRETO SOBRE CRITERIOS DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR</b>                                                                                                                                                                                                    | 1231 |
| Chover Diaz, B.; Pastor Pastor, N. P.; Serrano Juárez, A.; Brualla González, L.; Salvador Montaña, M. A.                                                                                                                                                                                                            |      |
| <b>EQUIPO PET DEDICADO AL ESTUDIO DE LA MAMA: VENTAJAS FRENTE AL PET CONVENCIONAL</b>                                                                                                                                                                                                                               | 1233 |
| Salvador Montaña, M. A.; Pastor Pastor, N. P.; Chover Diaz, B.; Serrano Juárez, A.; Brualla González, L.; Aguilar Barrios, J. E.                                                                                                                                                                                    |      |
| <b>ESTUDIO DE COMPATIBILIDAD PARA RMN DE UN PROYECTIL ALOJADO EN EL INTERIOR DE UN PACIENTE</b>                                                                                                                                                                                                                     | 1234 |
| Serrano Juarez, A.; Pastor Pastor, N. P.; Salvador Montaña, M. A.; Núñez Hernández, A.; Chover Diaz, B.; Zaragoza Cardells, E.; Brualla Gonzalez, L.                                                                                                                                                                |      |
| <b>VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS VMAT EN ACELERADORES GEMELOS</b>                                                                                                                                                                                                                                        | 1235 |
| Gomez Hinojal, L.; García Martín, A.; Huertas Martinez, C. Á.; Plaza Nuñez, R.; Sáez Beltrán, M.                                                                                                                                                                                                                    |      |

# PROGRAMA



## MARTES MAYO 23

|       | SALA SEYA (8)                                                                                                                      | SALA GULPIYURI (9+10)                                                                                    | SALA CUADONGA (2)                                                                                                                                                                  | SALA TARAMUNDI (4+5)                                                                   | SALA MUNIELLOS (7)                                                                       |
|-------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------|
| 14:00 | Secretaría Técnica y Entrega de Documentación (14:00-21:30h)                                                                       |                                                                                                          |                                                                                                                                                                                    |                                                                                        |                                                                                          |
| 15:00 | 15:00 - 16:30<br>CURSO PRECONGRESO<br>TAC de energía dual: aplicaciones, retos actuales, estandarización y futuros avances (I)     | 15:00 - 16:30<br>CURSO PRECONGRESO<br>Algoritmos de registro deformable: retos y control de calidad (I)  | 15:00 - 16:30<br>CURSO PRECONGRESO<br>Optimización de la Protección Radiológica - Guía práctica ALARA de la European Alara Network. Programa ALARA en las Centrales Nucleares      | 15:00 - 16:30<br>CURSO PRECONGRESO<br>Dosimetría Ambiental con detectores pasivos      | 15:00 - 16:30<br>CURSO PRECONGRESO<br>Dosimetría en tratamientos con radionucleidos (I)  |
| 16:30 | 16:30 - 17:00 Pausa café. Visita área comercial y pósteres                                                                         |                                                                                                          |                                                                                                                                                                                    |                                                                                        |                                                                                          |
| 17:00 | 17:00 - 18:30<br>CURSO PRECONGRESO<br>TAC de energía dual: aplicaciones, retos actuales, estandarización y futuros avances (II)    | 17:00 - 18:30<br>CURSO PRECONGRESO<br>Algoritmos de registro deformable: retos y control de calidad (II) | 17:00 - 18:30<br>CURSO PRECONGRESO<br>Optimización de la Protección Radiológica - Guía práctica ALARA de la European Alara Network. Programa ALARA en las Centrales Nucleares (II) | 17:00 - 18:30<br>CURSO PRECONGRESO<br>Dosimetría Ambiental con detectores pasivos (II) | 17:00 - 18:30<br>CURSO PRECONGRESO<br>Dosimetría en tratamientos con radionucleidos (II) |
| 18:30 | 18:30 - 18:45 Pausa café. Visita área comercial y pósteres                                                                         |                                                                                                          |                                                                                                                                                                                    |                                                                                        |                                                                                          |
| 18:45 | 18:45 - 19:15<br>Mesa Inaugural (Sala Urriellu - Auditorio)                                                                        |                                                                                                          |                                                                                                                                                                                    |                                                                                        |                                                                                          |
| 19:15 | 19:15 - 20:15<br>CHARLA PLENARIA Inaugural: La energía de fusión nuclear: Estado actual y perspectivas (Sala Urriellu - Auditorio) |                                                                                                          |                                                                                                                                                                                    |                                                                                        |                                                                                          |
| 20:15 | 20:15 - 22:00 Cóctel de Bienvenida                                                                                                 |                                                                                                          |                                                                                                                                                                                    |                                                                                        |                                                                                          |

### CURSO PRECONGRESO | TAC DE ENERGÍA DUAL: APLICACIONES, RETOS ACTUALES, ESTANDARIZACIÓN Y FUTUROS AVANCES. PROTOTIPOS DE PHOTON COUNTING MULTIE (I)

SALA SEYA (8) | 15:00 - 16:30

Modera: Julia Garayoa Roca. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servicio de Protección Radiológica de la Fundación Jiménez Díaz.

Fernando Caudepon Moreno. FEA Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Navarra.

Juan Antonio Vera Sánchez. Radiofísico Adjunto. Centro de Protonterapia. Quirónsalud.

### CURSO PRECONGRESO | ALGORITMOS DE REGISTRO DEFORMABLE: RETOS Y CONTROL DE CALIDAD (I)

SALA GULPIYURI (9+10) | 15:00 - 16:30

Modera: Aurora Vicedo González. Física Médica. Consorcio Hospital General Universitario Valencia.

Eliana Vásquez Osorio. Senior Research Fellow. The University of Manchester.

Aurora Vicedo González. Física Médica. Consorcio Hospital General Universitario Valencia.

### CURSO PRECONGRESO | OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA - GUÍA PRÁCTICA ALARA DE LA EUROPEAN ALARA NETWORK. PROGRAMA ALARA EN LAS CENTRALES NUCLEARES

SALA CUADONGA (2) | 15:00 - 16:30

Modera: Marta Gómez de Gracia. Responsable Servicio Protección Radiológica del Proyecto de Desmantelamiento. Central Nuclear Santa María de Garoña.

Amparo García Martínez. FORO Nuclear. CCNN.

Ignacio Calavia Gimenez. Jefe de Área de Protección Radiológica de los Trabajadores. Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).

Óscar González Corral. Jefe de Servicio de Protección Radiológica y S en Central Nuclear José Cabrera. ENRESA.

## **CURSO PRECONGRESO | DOSIMETRÍA AMBIENTAL CON DETECTORES PASIVOS (I)**

**SALA TARAMUNDI (4+5) | 15:00 - 16:30**

**Moderador:** Ana María Romero Gutiérrez. Responsable del Servicio de Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT.

**Mª Amor Duch.** Directora de investigación y Jefa del Servicio de Protección Radiológica. Universidad Politécnica de Cataluña.

**Rafael Rodríguez Jiménez.** Responsable de Laboratorio de Dosimetría Externa. CIEMAT.

## **CURSO PRECONGRESO | DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS CON RADIONUCLEIDOS (I)**

**Salas para | 15:00 - 16:30**

**Moderador:** Irene Torres Espallardo. Radiofísica hospitalaria adscrita al Servicio de Medicina Nuclear del Hospital. Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia.

**Carlos Montes Fuentes.** Responsable de la protección radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca.

**Teresa Monserrat Fuertes.** Radiofísico adjunto. Hospital Universitario Central de Asturias.

**Pablo Minguez Gabiña.** Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Cruces/Gurutzeta. Barakaldo.

## **CURSO PRECONGRESO | TAC DE ENERGÍA DUAL: APLICACIONES, RETOS ACTUALES, ESTANDARIZACIÓN Y FUTUROS AVANCES. PROTOTIPOS DE PHOTON COUNTING MULTIE (II)**

**SALA SEYA (8) | 17:00 - 18:30**

**Moderador:** Julia Garayoa Roca. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servicio de Protección Radiológica de la Fundación Jiménez Díaz.

**Fernando Caudepon Moreno.** FEA Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Navarra.

**Juan Antonio Vera Sánchez.** Radiofísico Adjunto. Centro de Protonterapia. Quirónsalud.

## **CURSO PRECONGRESO | ALGORITMOS DE REGISTRO DEFORMABLE: RETOS Y CONTROL DE CALIDAD (II)**

**SALA GULPIYURI (9+10) | 17:00 - 18:30**

**Moderador:** Aurora Vicedo González. Física Médica. Consorcio Hospital General Universitario Valencia.

**Eliana Vázquez Osorio.** Senior Research Fellow. The University of Manchester.

**Aurora Vicedo González.** Física Médica. Consorcio Hospital General Universitario Valencia.

## **CURSO PRECONGRESO | OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA - GUÍA PRÁCTICA ALARA DE LA EUROPEAN ALARA NETWORK. PROGRAMA ALARA EN LAS CENTRALES NUCLEARES (II)**

**SALA CUADONGA (2) | 17:00 - 18:30**

**Moderador:** Marta Gómez de Gracia. Responsable Servicio Protección Radiológica del Proyecto de Desmantelamiento. Central Nuclear Santa María de Garoña.

**Amparo García Martínez.** FORO Nuclear. CCNN.

**Ignacio Calavia Gimenez.** Jefe de Área de Protección Radiológica de los Trabajadores. Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).

**Óscar González Corral.** Jefe de Servicio de Protección Radiológica y S en Central Nuclear José Cabrera. ENRESA.

## **CURSO PRECONGRESO | DOSIMETRÍA AMBIENTAL CON DETECTORES PASIVOS (II)**

**SALA TARAMUNDI (4+5) | 17:00 - 18:30**

**Moderador:** Ana María Romero Gutiérrez. Responsable del Servicio de Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT.

**Mª Amor Duch.** Directora de investigación y Jefa del Servicio de Protección Radiológica. Universidad Politécnica de Cataluña.

**Rafael Rodríguez Jiménez.** Responsable de Laboratorio de Dosimetría Externa. CIEMAT.

## **CURSO PRECONGRESO | DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS CON RADIONUCLEIDOS (II)**

**SALA MUNIELLOS (7) | 17:00 - 18:30**

**Moderador:** Irene Torres Espallardo. Radiofísica hospitalaria adscrita al Servicio de Medicina Nuclear del Hospital. Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia.

**Pablo Minguez Gabiña.** Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Cruces/Gurutzeta. Barakaldo.

**Teresa Monserrat Fuertes.** Radiofísico adjunto. Hospital Universitario Central de Asturias.

**Carlos Montes Fuentes.** Responsable de la protección radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca.

## **MESA INAUGURAL**

**SALA URRIELLU - AUDITORIO | 18:45 - 19:15**

Alfredo Canteli. *Alcalde de Oviedo.*

Elvira Romera. *Consejera del Consejo de Seguridad Nuclear.*

María José Villanueva. *Directora de Coordinación, Resultados en Salud y Comunicación del Principado de Asturias (Sespa).*

Damián Guirado. *Presidente de la Sociedad Española de Física Médica.*

María Teresa Macías. *Presidenta de la Sociedad Española de Protección Radiológica.*

Miguel Ángel Peinado. *Presidente del Comité Organizador.*

## **CHARLA PLENARIA INAUGURAL | LA ENERGÍA DE FUSIÓN NUCLEAR: ESTADO ACTUAL Y PERSPECTIVAS**

**SALA URRIELLU – AUDITORIO | 19:15 - 20:15**

Modera: Ana María Romero Gutiérrez. *Responsable del Servicio de Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT.*

Carlos Hidalgo Vera. *Profesor de Investigación. Director del Laboratorio Nacional de Fusión adscrito al CIEMAT.*



## MIÉRCOLES MAYO 24

|       | SALA URRIELLU<br>(AUDITORIO)                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | SALA SEYA (8)                                                                                       | SALA GULPIYURI (9+10)                                                                                                             | SALA CUADONGA (2)                          | SALA TARAMUNDI (4+5)                                                                                                                                                                                                               | SALA NARANCO<br>(CRISTAL)                                                                                                                                      |
|-------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 7:30  | Secretaría Técnica y Entrega de Documentación (7:30-17:30h)                                                                                                                                                                                                                                                                            |                                                                                                     |                                                                                                                                   |                                            |                                                                                                                                                                                                                                    |                                                                                                                                                                |
| 8:00  | 8:00 - 9:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN<br>Retos de radiobiología en radioterapia: HYTEC y nuevos fraccionamientos espacio-temporales                                                                                                                                                                                                    | 8:00 - 9:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN<br>Armonización y estandarización en PET y SPECT cuantitativo | 8:00 - 9:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN<br>Optimización en radiodiagnóstico. El uso del modelo de observador como índice de calidad |                                            | 8:00 - 9:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN<br>Curso sobre criterios de protección radiológica operacional para trabajadores expuestos en instalaciones radiactivas en el sector sanitario (basado en la Guía de la SEPR).               | 8:00 - 9:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN<br>Optimización de la protección radiológica operacional en intervencionismo: Presentación del material docente de EDOCI |
| 9:00  | 9:00 - 10:00<br>SIMPOSIO<br>Nuevos fraccionamientos espaciales y temporales en radioterapia                                                                                                                                                                                                                                            | 9:00 - 10:00<br>SIMPOSIO (MN)<br>Optimización de dosis a paciente en MN                             | 9:00 - 10:00<br>ORALES (RD) RD I<br>Dosimetría de pacientes                                                                       |                                            | 9:00 - 10:00<br>ORALES C1<br>Nuevas técnicas/ tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales)                                                                                                 | 9:00 - 10:00<br>SIMPOSIO<br>Nuevas Alternativas energéticas nucleares: Fusión (Proyecto IFMIF-DONES) y fisión (Baterías Nucleares y Small Modular Reactors)    |
| 10:00 | 10:00 - 11:00 Pausa café. Visita área comercial y pósteres                                                                                                                                                                                                                                                                             |                                                                                                     |                                                                                                                                   |                                            |                                                                                                                                                                                                                                    |                                                                                                                                                                |
| 11:00 | 11:00 - 12:00<br>SEMIPLINARIA<br>Herramientas clínicas basadas en inteligencia artificial: aplicaciones al diagnóstico y la radioterapia (Sala Urriellu - Auditorio)                                                                                                                                                                   |                                                                                                     |                                                                                                                                   |                                            | 11:00 - 12:00<br>MESA REDONDA<br>Comunicación y divulgación científica, un reto para nuestras sociedades                                                                                                                           | 11:00 - 12:00<br>SIMPOSIO<br>Estado actual de la dosimetría de cristalino                                                                                      |
| 12:00 | 12:00 - 13:00<br>S.T. BRAINLAB<br>Elements y ExacTrac Dynamic: Nuevos procedimientos para radioterapia de alta precisión                                                                                                                                                                                                               | 12:00 - 13:00<br>S.T. RADIAPROT<br>Software de control automático para Radioterapia Adaptativa      | 12:00 - 13:00<br>S.T. VARIAN<br>Ethos: Una solución Adaptive Intelligence™                                                        |                                            | 12:00 - 13:00<br>ORALES C2<br>Nuevas técnicas/ tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) + Cultura de seguridad + Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario | 12:00 - 13:00<br>ORALES 1<br>Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría                                                                    |
| 13:00 | 13:00 - 14:00 Pausa comida. Visita área comercial y pósteres                                                                                                                                                                                                                                                                           |                                                                                                     |                                                                                                                                   |                                            |                                                                                                                                                                                                                                    |                                                                                                                                                                |
| 14:00 | 14:00 - 15:00<br>ORALES (RT) RT II.1<br>Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos                                                                                                                                                                                                                                         | 14:00 - 15:00<br>ORALES (MN) MN I<br>Dosimetría de pacientes                                        | 14:00 - 15:00<br>SIMPOSIO (RD) Uso de maniqués antropomórficos en TC: el reto del CC con los nuevos algoritmos de reconstrucción  | 14:00 - 15:00<br>Sesión Jóvenes de la SEFM | 14:00 - 15:00<br>ORALES C3<br>Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario                                                                                                                                | 14:00 - 15:00<br>SEMIPLINARIA<br>El Cabril, 30 años: historia y retos futuros                                                                                  |
| 15:00 | 15:00 - 16:00<br>CHARLA PLENARIA<br>Transposición de la Directiva 2013/59/Euratom: desarrollo normativo en marcha. Novedades en el Real Decreto de Protección por el que se aprueba el Reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes. (Sala Urriellu - Auditorio) |                                                                                                     |                                                                                                                                   |                                            |                                                                                                                                                                                                                                    |                                                                                                                                                                |
| 16:00 | 16:00 - 16:30 Pausa café. Visita área comercial y pósteres                                                                                                                                                                                                                                                                             |                                                                                                     |                                                                                                                                   |                                            |                                                                                                                                                                                                                                    |                                                                                                                                                                |



|       | SALA URRIELLU (AUDITORIO)                                                                                                              | SALA SEYA (8)                                                                                                            | SALA GULPIYURI (9+10)                                                     | SALA CUADONGA (2)                          | SALA TARAMUNDI (4+5)                                                                  | SALA NARANCO (CRISTAL)                                                                      |
|-------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------|
| 16:30 | 16:30 - 17:30<br>DEBATE (RT)<br>El análisis estadístico de las medidas, ¿deben cambiar las periodicidades de los controles de calidad? | 16:30 - 17:30<br>SIMPOSIO (RT)<br>Doseomics y la importancia de correlacionar la distribución de dosis con la toxicidad. | 16:30 - 17:30<br>ORALES (RT) RT V<br>Dosimetría de los haces de radiación | 16:30 - 17:30<br>Sesión Jóvenes de la SEPR | 16:30 - 17:30<br>ORALES C4<br>Legislación y aspectos sociales + Educación y formación | 16:30 - 17:30<br>ORALES 2<br>Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría |
| 17:30 |                                                                                                                                        |                                                                                                                          | 17:30 - 18:30<br>ASAMBLEA SEFM                                            |                                            |                                                                                       |                                                                                             |

## CURSO DE ACTUALIZACIÓN | RETOS DE RADIOBIOLOGÍA EN RADIOTERAPIA: HYTEC Y NUEVOS FRACCIONAMIENTOS ESPACIO-TEMPORALES

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 08:00 - 09:00

Modera: Damián Guirado Llorente. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario Clínico San Cecilio.*

RADIOBIOLOGÍA EN RT (HIPOFX, PROTONTERAPIA, FLASH). FLASH: EVIDENCIAS, TECNOLOGÍAS ACTUALES Y FUTURAS PERSPECTIVAS.

Damián Guirado Llorente. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario Clínico San Cecilio.*

## CURSO DE ACTUALIZACIÓN | ARMONIZACIÓN Y ESTANDARIZACIÓN EN PET Y SPECT CUANTITATIVO (I)

SALA SEYA (8) | 08:00 - 09:00

Modera: Carlos Montes Fuentes. *Responsable de la protección radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca.*

Verónica Morán Velasco. *Directora de la Unidad de Protección Radiológica e Imagen Médica. Clínica Universidad de Navarra.*

Irene Torres Espallardo. *Radiofísica hospitalaria adscrita al Servicio de Medicina Nuclear del Hospital. Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia.*

## CURSO DE ACTUALIZACIÓN | OPTIMIZACIÓN EN RADIODIAGNÓSTICO. EL USO DEL MODELO DE OBSERVADOR NPWE/NPW COMO ÍNDICE DE CALIDAD EN TAREAS DE OPTIMIZACIÓN EN DX, MG Y TC

SALA GULPIYURI (9+10) | 08:00 - 09:00

Modera: Santiago Miquélez Alonso. *Jefe de Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Universitario de Navarra.*

Manuel José Buades Forner. *Jefe Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca HCUVA (Murcia).*

Santiago Miquélez Alonso. *Jefe de Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Universitario de Navarra.*

## CURSO DE ACTUALIZACIÓN | CURSO SOBRE CRITERIOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL PARA TRABAJADORES EXPUESTOS EN INSTALACIONES RADIATIVAS EN EL SECTOR SANITARIO (BASADO EN LA GUÍA DE LA SEPR).

SALA TARAMUNDI (4+5) | 08:00 - 09:00

Modera: Anna Camp Brunet. *Investigadora, Técnica de Laboratorio. Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya.*

Jose Manuel Ordiales Solis. *Jefe del Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Cáceres.*

Ricardo Torres Cabrera. *Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección de Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Valladolid.*

## CURSO DE ACTUALIZACIÓN | OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL EN INTERVENCIONISMO: PRESENTACIÓN DEL MATERIAL DOCENTE DE EDOCI

SALA NARANCO (CRISTAL) | 08:00 - 09:00

Modera: Susana Falcón Cabrera. *Responsable Formación en PR y TN. CIEMAT.*

Roberto Sánchez Casanueva. *Radiofísico Hospitalario. Hospital Clínico San Carlos.*

José Miguel Fernández Soto. *Jefe del Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Clínico San Carlos.*

## SIMPOSIO | NUEVOS FRACCIONAMIENTOS ESPACIALES Y TEMPORALES EN RADIOTERAPIA (MICROHACES, MINIHACES, GRID, LATTICE, DISTINTOS PLANES CADA DÍA)

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 09:00 - 10:00

Modera: Víctor Hernández Masgrau. *Radiofísico adjunto. Hospital Universitario Sant Joan de Reus.*

Yolanda Prezado Alonso. *Directora de investigación. Centro Nacional de Investigación Científica de Francia (CNRS).*

José Domingo Lago. *Adjunto en el Servicio de Radiofísica. Hospital Vithas Virgen del Consuelo.*

## **SIMPOSIO (MN) | OPTIMIZACIÓN DE DOSIS A PACIENTE EN MN**

**SALA SEYA (8) | 09:00 - 10:00**

**Moderador:** Pablo Minguez Gabiña. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Cruces/Gurutzeta. Barakaldo.*  
**Josep María Martí i Climent.** *Jefe de Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Clínica Universidad de Navarra.*  
**Nuria Carrasco Vela.** *Radiofísica Adjunta. Hospital Clínico de Valencia.*

## **ORALES (RD) RD I | DOSIMETRÍA DE PACIENTES**

**SALA GULPIYURI (9+10) | 09:00 - 10:00**

**Moderador:** Teresa Cuenca Bandín. *Residente Radiofísica Hospitalaria. Clínica Universidad de Navarra.*

### **MODELO PARA EL PERFIL DE DOSIS DE UN CT SOBRE UN MANIQUÍ DE PMMA DE CABEZA**

**Francisco Rafael Lozano Martínez.** *FEA - Radiofísico Hospitalario.*

### **DOSIMETRÍA EN UN SISTEMA DE MAMOGRAFÍA CON CONTRASTE (CEDM)**

**Paula García Castañón.** *Especialista en Radiofísica.*

### **ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA A PARTIR DEL PDA PARA PACIENTES PEDIÁTRICOS EN TELERRADIOGRAFIAS DE COLUMNA COMPLETA**

**Raquel Agüera Rodríguez.** *Residente de Radiofísica Hospitalaria.*

### **EVALUACIÓN DE LOS INDICADORES DE DOSIS DGM Y ESAK EN EXPLORACIONES DE MAMOGRAFÍA CON CONTRASTE PARA UNA MUESTRA DE PACIENTES**

**Iván Escobar Corominas.** *Residente de Radiofísica.*

### **CAMBIOS EN LOS INDICADORES DE DOSIS Y EN LA CALIDAD DE IMAGEN CON EL GRADO DE ITERACIÓN EN UN TC**

**Cristina Ruiz Manrique.** *Residente de Radiofísica (R3).*

## **ORALES C1 | NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)**

**SALA TARAMUNDI (4+5) | 09:00 - 10:00**

**Moderador:** Eva Corredoira Silva. *Jefe de Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Guadalajara.*

### **NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS Y PLASMÓNICAS COMO AGENTES ANTITUMORALES EN RADIOTERAPIA NO IONIZANTE**

**Jesús García Ovejero.** *Residente de 2º año en el Hospital General Universitario Gregorio Marañón.*

### **DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA DE PRECISIÓN PARA LA DETECCIÓN MEDIANTE MICRO-CT DE BIOMATERIALES DE FIBROÍNA IMPLANTADOS EN EL TEJIDO CEREBRAL.**

**Adrián Belarra Rodríguez.** *Estudiante de Doctorado en Investigación de Ciencias Médico-Quirúrgicas. Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia.*

### **SIMULTANEOUS POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY AND ULTRAFAST ULTRASOUND FOR MOLECULAR, ANATOMICAL AND FUNCTIONAL IMAGING**

**Mailyn Pérez-Liva.** *Investigadora Ramón y Cajal.*

### **IMÁGENES DE CONTRASTE DE FASE UTILIZANDO UN INTERFERÓMETRO DE TALBOT-LAU**

**Víctor Sánchez Lara.** *Profesor Ayudante. Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia. Universidad Complutense de Madrid.*

## **SIMPOSIO | NUEVAS ALTERNATIVAS ENERGÉTICAS NUCLEARES: FUSIÓN (PROYECTO IFMIF-DONES) Y FISIÓN (BATERÍAS NUCLEARES Y SMALL MODULAR REACTORS)**

**SALA NARANCO (CRISTAL) | 09:00 - 10:00**

**Moderador:** Anna Camp Brunet. *Investigadora, Técnica de Laboratorio. Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya.*

**Ángel Ibarra Sánchez.** *Director del Consorcio. IFMIF-DONES.*

**Eduardo Gallego Díaz.** *Catedrático de Ingeniería Nuclear. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales.*

## **SEMIPLLENARIA | HERRAMIENTAS CLÍNICAS BASADAS EN INTELIGENCIA ARTIFICIAL: APLICACIONES AL DIAGNÓSTICO Y LA RADIOTERAPIA**

**SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 11:00 - 12:00**

**Moderador:** Eva María Ambroa Rey. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital de Terrassa.*

## INTELIGENCIA ARTIFICIAL EN IMAGEN MÉDICA E IMPLANTACIÓN DE UTILIDADES DE IA EN LA PRÁCTICA CLÍNICA: PAPEL DEL RADIOFÍSICO HOSPITALARIO

Ioannis Sechopoulos. *Director, grupo Advanced X-ray Tomographic Imaging (AXTI).*

Ana María Barragán Montero. *Doctora. Université catholique de Louvain.*

## MESA REDONDA | COMUNICACIÓN Y DIVULGACIÓN CIENTÍFICA, UN RETO PARA NUESTRAS SOCIEDADES

SALA TARAMUNDI (4+5) | 11:00 - 12:00

Modera: María Luisa Tormo de las Heras. *Directora de la Unidad de Comunicación. SEPR.*

Laura Escribano. *Directora de Comunicación. Foro de la Industria Nuclear Española.*

María Luisa Tormo de las Heras. *Directora de la Unidad de Comunicación. SEPR.*

Teresa Palacio Aller. *Jefa del Departamento de Comunicación. ENRESA.*

Sarah Hunak. *Directora de Engagement. Sociedad Inglesa de Protección Radiológica.*

Manuel Vilches Pacheco. *Vocal de comunicación. SEFM.*

## SIMPOSIO | ESTADO ACTUAL DE LA DOSIMETRÍA DE CRISTALINO

SALA NARANCO (CRISTAL) | 11:00 - 12:00

Modera: Juan Diego Palma Copete. *Jefe de Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Virgen de la Luz de Cuenca.*

M<sup>re</sup> Carmen Pujades Claumarchirant. *Jefa del Servicio de Dosimetría Personal. Centro Nacional de Dosimetría (CND).*

José Miguel Fernández Soto. *Jefe del Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Clínico San Carlos.*

## S.T. BRAINLAB | ELEMENTS Y EXACTRAC DYNAMIC: NUEVOS PROCEDIMIENTOS PARA RADIOTERAPIA DE ALTA PRECISIÓN

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 12:00 - 13:00

Jaime Martí Asenjo. *Radiofísico Adjunto. Hospital Universitario HM Sanchinarro.*

María Ángeles García Martínez. *Físico y Especialista de aplicaciones, Brainlab.*

Adrián Gutiérrez Ruiz. *Radiofísico en el Hospital Universitario de Bruselas (UZ Brussel). Investigador en la Universidad Libre de Bruselas (VUB).*

## S.T. RADIAPROT | SOFTWARE DE CONTROL AUTOMÁTICO PARA RADIOTERAPIA ADAPTATIVA

SALA SEYA (8) | 12:00 - 13:00

Joshua Anah. *European Support specialist. Standard Imaging.*

## S.T. VARIAN | ETHOS | UNA SOLUCIÓN ADAPTIVE INTELLIGENCE™

SALA GULPIYURI (9+10) | 12:00 - 13:00

Miguel Rodríguez Checa. *Manager, TPS Sales EMEA.*

## ORALES C2 | NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES) + CULTURA DE SEGURIDAD + SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

SALA TARAMUNDI (4+5) | 12:00 - 13:00

Modera: Jose Manuel Ordiales Solis. *Jefe del Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Cáceres.*

### ENTORNO AUTOMATIZADO BASADO EN MICRO-CT PARA LA EVALUACIÓN DEL AJUSTE DE MUESTRAS COMPUESTAS: APLICACIÓN A PUENTE DENTALES SOBRE IMPLANTES

Adrián Belarra Rodríguez. *Estudiante de Doctorado en Investigación de Ciencias Médico-Quirúrgicas. Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia.*

### CLASIFICACIÓN DE ADENOMAS SUPRARRENALES MEDIANTE UN MODELO RADIÓMICO

Daniel Prieto. *Facultativo.*

### MONITORIZACIÓN DE LAS MODIFICACIONES REALIZADAS DURANTE LA REVISIÓN DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO

Fátima María Leo Martínez. *Residente de 2º año.*

### FORTALECIMIENTO DE LA SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLOGICA EN INSTALACIONES RADIATIVAS DE GAMMAGRAFÍA INDUSTRIAL. FORO DE PROTECCIÓN RADIOLOGICA EN LA INDUSTRIA

Santiago Sanchez Cervera. *Técnico del Consejo de Seguridad Nuclear. Área de Inspección de Instalaciones Radiactivas.*

### CARACTERIZACIÓN DE NIVELES DE RADIACIÓN DENTRO DE LA SALA PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA SUPERFICIAL CON EL EQUIPO AXENT (XOFT)

Juan Carlos Benito García. *Radiofísico Interno Residente.*

## ORALES 1 | DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

SALA NARANCO (CRISTAL) | 12:00 - 13:00

Modera: Anna Camp Brunet. Investigadora, Técnica de Laboratorio. Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya.

PROYECTO RADOSIS: APLICACIÓN DE LA ICRP 137 PARTE 3 A LA EVALUACIÓN DE DOSIS POR RADÓN EN LUGARES DE TRABAJO CON CONDICIONES EXTREMAS

Arturo Vargas. Director de Investigación.

ESTIMACIÓN DOSIMÉTRICA EN UN CASO REAL DE CONTAMINACIÓN INTERNA CON <sup>177</sup>Lu A TRAVÉS DE UNA HERIDA

M<sup>a</sup> Antonia López. Responsable del Grupo de Dosimetría Interna.

UNA NUEVA DOSIMETRÍA INTERNA OCUPACIONAL DE ICRP PARA EL URANIO

M<sup>a</sup> Antonia López. Responsable del Grupo de Dosimetría Interna.

DESARROLLO DEL LABORATORIO NACIONAL DE METROLOGÍA DE RADÓN

Marco Alfonso Lombana Rodríguez. Contratado Predoctoral en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT.

SERIE RQT, DEFINIDA EN LA NORMA IEC 61267: RESPUESTA DE EQUIPOS ESPECÍFICOS PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Juan Diego Palma Copete. Jefe de Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Virgen de la Luz de Cuenca.

## ORALES (RT) RT II.1 | DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 14:00 - 15:00

Modera: Silvia Fernández Cerezo. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario Central de Asturias.

CARACTERIZACIÓN RELLENO PARA IMPRESIÓN DE MANIQUÍ DE DENSIDAD VARIABLE

Alfredo Montes Uruén. F.E.A. de Radiofísica Hospitalaria.

CALIBRACIÓN DE PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3 EN HACES DE PROTONES IRRADIADOS MEDIANTE PENCIL BEAM SCANNING.

Alberto Viñals Muñoz. Facultativo especialista de área.

CAMBIOS DOSIMÉTRICOS EN TRATAMIENTOS RADIOTERÁPICOS DE CABEZA Y CUELLO Y CORRELACIÓN CON LA VARIACIÓN DE LAS IMÁGENES DE TRÁNSITO

Cristian Candela. Facultativo especialista en el Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Clínic de Barcelona.

ESTUDIO DE LA DEPENDENCIA CON EL CAMPO DE CALIBRACIÓN EN LAS VERIFICACIONES DE TRATAMIENTOS EMPLEANDO EL MANIQUÍ OCTAVIUS 4D Y LA MATRIZ DE CÁMARAS LÍQUIDAS 1600SRS

Aurora Vicedo González. Física Médica. Consorcio Hospital General Universitario Valencia.

RESULTADOS PRELIMINARES EN EL TRATAMIENTO DE TUMORES GRANDES EMPLEANDO RADIOTERAPIA DE FRACCIONAMIENTO ESPACIAL CON VMAT (LATTICE)

Alejandro Prado Barragan. Radiofísico Hospitalaria.

## ORALES (MN) MN I | DOSIMETRÍA DE PACIENTES

SALA SEYA (8) | 14:00 - 15:00

Modera: Agustín Santos Serra. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.

COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN DE ACTIVIDAD PARA ESFEROIDES EN IMÁGENES SPECT/CT

Pablo Minguez Gabiña. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Cruces/Gurutzeta. Barakaldo.

CÁLCULOS DE MICRODOSIMETRÍA APLICADOS A TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS QUE INCLUYEN EMISORES ALFA

Pablo Minguez Gabiña. Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Cruces/Gurutzeta. Barakaldo.

RECOMENDACIONES PARA ESTANDARIZAR LA DOSIMETRÍA PRE- TRATAMIENTO EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON ITRIO-90.

Verónica Morán Velasco. Directora de la Unidad de Protección Radiológica e Imagen Médica. Clínica Universidad de Navarra.

ANÁLISIS DEL IMPACTO DE LA CORRECCIÓN DE SCATTER A LA DOSIS ABSORBIDA EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE HOLMIO-166

Silvia Ronda Peñacoba. Residente (R2).

DIFERENCIAS EN EL CÁLCULO DE DOSIS EN RIÑÓN MEDIANTE FACTORES S ESFÉRICOS FRENTE A FACTORES S DE VÓXEL EN TRATAMIENTOS CON LU-177DOTATATE.

Raul Soto Angona. Residente.

## **SIMPOSIO (RD) | USO DE MANIQUÉS ANTROPOMÓRFICOS EN TC: EL RETO DEL CC CON LOS NUEVOS ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN**

**SALA GULPIYURI (9+10) | 14:00 - 15:00**

Modera: Manuel José Buades Forner. Jefe Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca HCUVA (Murcia).

Irene Hernández Girón. Assistant Professor-Ad Astra fellow. School of Physics de University College Dublin (UCD).

## **SESIÓN JÓVENES DE LA SEFM**

**SALA CUADONGA (2) | 14:00 - 15:00**

## **ORALES C3 | SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO**

**SALA TARAMUNDI (4+5) | 14:00 - 15:00**

Modera: Javier Sánchez Jiménez. Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Burgos.

### **GESTIÓN DE DOSIS OCUPACIONAL CONJUNTAMENTE CON LA DOSIS A PACIENTE PARA RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA**

Roberto Sánchez Casanueva. Radiofísico Hospitalario. Hospital Clínico San Carlos.

### **ESTUDIO DE ACTIVACIÓN Y DESMANTELAMIENTO DE COLIMADORES ESPECÍFICOS DE PACIENTES EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA CON SISTEMAS ACTIVOS**

Gonzalo García. Profesor ayudante e investigador.

### **ANÁLISIS MODO DE FALLO EFECTOS PARA EL USO DE SGRT EN TRATAMIENTOS DE SRS**

Patricia Sánchez Rubio. Adjunta.

### **IMPLEMENTACIÓN Y PUESTA EN MARCHA DE LA PRIMERA FASE DEL BANCO NACIONAL DE DOSIS A PACIENTE**

María Gracia Ochoa. F.E.A. Radiofísica Hospitalaria. Centro Nacional de Dosimetría (CND).

### **ANÁLISIS Y RESULTADOS DE UNA ENCUESTA NACIONAL SOBRE SEGURIDAD DEL PACIENTE**

María Pinto. F.E.A. Radiofísica.

## **SEMIPLENARIA | EL CABRIL, 30 AÑOS: HISTORIA Y RETOS FUTUROS**

**SALA NARANCO (CRISTAL) | 14:00 - 15:00**

Modera: Cristina Correa. Responsable del proyecto de desmantelamiento y clausura de la Central Nuclear José Cabrera. Enresa.

Inmaculada López Díez. Jefa del departamento Ingeniería de Residuos Radiactivos de Baja y Media Actividad. ENRESA.

Victor Rivas. Subdirector de El Cabril. ENRESA.

## **CHARLA PLENARIA | TRANSPOSICIÓN DE LA DIRECTIVA 2013/59/EURATOM: DESARROLLO NORMATIVO EN MARCHA. NOVEDADES EN EL REAL DECRETO DE PROTECCIÓN POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN DE LA SALUD CONTRA LOS RIESGOS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A LAS RADIACIONES IONIZANTES**

**SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 15:00 - 16:00**

Modera: M<sup>a</sup> Teresa Macías Domínguez. Presidenta de SEPR. Instituto Investigaciones Biomédicas "Alberto Sols".

Ana Hernández Álvarez. Jefa de Gabinete de la Dirección Técnica del Protección Radiológica (DPR). Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).

Covadonga Carballo. Subdirectora General de Sanidad Ambiental y Salud Laboral. Ministerio de Sanidad.

Elvira Hernando Velasco. Jefa de área de instalaciones nucleares y radiactivas en la Subdirección General de Energía Nuclear. Ministerio para la Transición Ecológica y el Reto Demográfico.

## **DEBATE (RT) | EL ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LAS MEDIDAS, ¿DEBEN CAMBIAR LAS PERIODICIDADES DE LOS CONTROLES DE CALIDAD?**

**SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 16:30 - 17:30**

Modera: Françoise Lliso Valverde. Adjunta. Hospital Universitario y Politécnico La Fe.

Feliciano García Vicente. Jefe del Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal.

Jaime Perez-Alija Fernandez. Especialista en Física Médica. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.

## **SIMPOSIO (RT) | DOSEOMICS Y LA IMPORTANCIA DE CORRELACIONAR LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS CON LA TOXICIDAD**

**SALA SEYA (8) | 16:30 - 17:30**

Modera: Víctor Hernández Masgrau. Radiofísico adjunto. Hospital Universitario Sant Joan de Reus.

Lorenzo Placidi. Senior Medical Physicist. PhD Head of the MRI-LINAC Medical Physics Group.

## ORALES (RT) RT V | DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN

SALA GULPIYURI (9+10) | 16:30 - 17:30

Modera: Antonio Miguel Lallena Rojo. *Catedrático de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada.*

ESTUDIO DE FACTORES DE BISEL EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA CON ACELERADOR MÓVIL DE ELECTRONES

Rafael Ayala Lázaro. *FEA.*

IDONEIDAD DE LA MEDICIÓN DE LOS FACTORES DE CAMPO CON UN DETECTOR DE CENTELLEO DE PLÁSTICO EN UN ELEKTA UNITY MR-LINAC

Carlos Luis Ferrer Gracia. *Facultativo especialista de área. Hospital Universitario La Paz.*

POR QUÉ LA TEORÍA DE BOAG ES INCORRECTA

Jose Paz-Martin.

ESTIMACIÓN DEL RENDIMIENTO EN PROFUNDIDAD DE HACES DE 6 MV EN LA ZONA DE ACUMULACIÓN

María Fernández Benítez. *Residente en el Hospital Regional Universitario de Málaga (R2).*

UCD: UN DOSÍMETRO ACTIVO DE LECTURA DIRECTA PARA RADIOTERAPIA FLASH

Juan Ignacio Lagares. *Investigador.*

## SESIÓN JÓVENES DE LA SEPR

SALA CUADONGA (2) | 16:30 - 17:30

## ORALES C4 | LEGISLACIÓN Y ASPECTOS SOCIALES + EDUCACIÓN Y FORMACIÓN

SALA TARAMUNDI (4+5) | 16:30 - 17:30

Modera: Susana Falcón Cabrera. *Responsable Formación en PR y TN. CIEMAT.*

DOCUMENTACIÓN DEL PROCESO DE AUTORIZACIÓN DE UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA

Evangelina Martínez Francés. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Clínica Universidad de Navarra (sede Madrid).*

EL CÓDIGO DE SIMULACIÓN LEGPY COMO HERRAMIENTA DE APOYO PARA LA FORMACIÓN EN RADIOFÍSICA

Víctor Moya Zamanillo. *Estudiante de doctorado.*

¿PUEDE CHAT-GPT-3 APROBAR UNA LICENCIA/ACREDITACIÓN DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR?

Moisés Sáez-Beltrán. *Jefe de Servicio. Hospital Universitario La Paz.*

PORTAL EDUCATIVO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. NUEVO CONVENIO DE COLABORACIÓN ENTRE CSN Y CIEMAT

Cristina Llorente Herranz. *Coordinador de formación del Aula Virtual del CIEMAT.*

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LAS REDES SOCIALES 10 AÑOS DE EXPERIENCIA

## ORALES 2 | DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

SALA NARANCO (CRISTAL) | 16:30 - 17:30

Modera: Juan Diego Palma Copete. *Jefe de Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Virgen de la Luz de Cuenca.*

DISEÑO DEL NUEVO CAMPO TÉRMICO BASADO EN PILA DE GRAFITO EN EL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT

Roberto Méndez. *Responsable del Laboratorio de Patrones Neutrónicos del CIEMAT.*

DESARROLLO DEL ESPECTRÓMETRO NEUTRÓNICO DE ESFERAS DE BONNER DE RANGO EXTENDIDO DEL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT

Roberto Méndez. *Responsable del Laboratorio de Patrones Neutrónicos del CIEMAT.*

UN NUEVO ESPECTRÓMETRO DE NEUTRONES COMO DISPOSITIVO DE TRANSFERENCIA PARA DOSIMETRÍA Y METROLOGÍA

Carles Domingo. *Experto en simulación para dosimetría neutrónica. Universidad Autónoma de Barcelona.*

DETERMINACIÓN DEL ESPECTRO DE NEUTRONES EN LA FUENTE TÉRMICA HOTNES MEDIANTE UN SISTEMA DE ESFERAS BONNER CON DETECTORES PASIVOS

Carles Domingo. *Experto en simulación para dosimetría neutrónica. Universidad Autónoma de Barcelona.*

CARACTERIZACIÓN DE LAS DISTRIBUCIONES DE DOSIS NEUTRÓNICAS EN HACES DE PROTONES ESCANEADOS DE UN PROTEUS ONE

Juan Castro Novais. *Jefe de Protección Radiológica del Centro de Protonterapia. Hospital Universitario Quirónsalud.*

## ASAMBLEA SEFM

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 17:30 - 18:30



## JUEVES MAYO 25

|       | SALA URRIELLU<br>(AUDITORIO)                                                                                        | SALA SEYA (8)                                                                                                                      | SALA GULPIYURI<br>(9+10)                                                                                                                                                                                         | SALA CUADONGA (2)                                                                               | SALA TARAMUNDI<br>(4+5)                                                                                                                                                 | SALA NARANCO<br>(CRISTAL)                                                                                                                                            | SALA MUNIELLOS (7)                                                                                        |
|-------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 7:30  | Secretaría Técnica y Entrega de Documentación (7:30 - 17:30h)                                                       |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                                                                                  |                                                                                                 |                                                                                                                                                                         |                                                                                                                                                                      |                                                                                                           |
| 8:00  |                                                                                                                     |                                                                                                                                    | 8:00 - 9:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RD) Nuevas modalidades de imagen: tensor de difusión RM, elastografía US o RM, contraste de fase, ultra-low-dose CT, perfusión con TC o RM, espectroscopía protones, etc. |                                                                                                 | 8:00 - 9:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN Gestión de dosis a pacientes en radiodiagnóstico, medicina nuclear y procedimientos intervencionistas                             | 8:00 - 9:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN Gestión de material radiactivo fuera de control regulador. Problemática NORM                                                   | 8:00 - 8:10<br>S. TÉCNICOS Inauguración                                                                   |
| 8:10  | 8:00 - 9:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN Planificación en radioterapia basada en CT sintético derivado de RM o de CBCT | 8:00 - 9:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN) Equipos de MN: Más allá de la gammacamara de Nal y del PET de propósito general         |                                                                                                                                                                                                                  |                                                                                                 |                                                                                                                                                                         |                                                                                                                                                                      | 8:10 - 9:00<br>S. TÉCNICOS Acelerador con resonancia y radioterapia adaptativa: Fundamentos para técnicos |
| 9:00  | 9:00 - 10:00<br>SIMPOSIO Nueva metodología para el modelado del MLC en sistemas de planificación                    | 9:00 - 10:00<br>SIMPOSIO (MN) Artefactos en Medicina Nuclear                                                                       | 9:00 - 10:00<br>ORALES (RD) Tratamiento de imagen y garantía de calidad                                                                                                                                          | 9:00 - 10:00<br>N1 Investigadores noveles (Mixtas + SEPR)                                       | 9:00 - 10:00<br>ORALES C5 Medida de la Radiación: Detectores y Maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo                                                  | 9:00 - 10:00<br>MESA REDONDA Oportunidades de uso de nuevas tecnologías en el desmantelamiento de instalaciones nucleares                                            | 9:00 - 10:00<br>S. TÉCNICOS Innovación en técnicas de irradiación                                         |
| 10:00 | 10:00 - 11:00 Pausa café. Visita área comercial y pósteres. Café patrocinador por GRUPO EULEN                       |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                                                                                  |                                                                                                 |                                                                                                                                                                         |                                                                                                                                                                      |                                                                                                           |
| 11:00 | 11:00 - 12:00<br>MESA REDONDA Protocolos de IGRT-SGRT: Justificación y Optimización                                 | 11:00 - 12:00<br>ORALES (MN) Tratamiento de imagen y garantía de calidad                                                           | 11:00 - 12:00<br>SIMPOSIO (RD) El papel del radiofísico en el proceso de optimización de la imagen clínica                                                                                                       | 11:00 - 12:00<br>N2 Investigadores noveles (Mixtas + SEFM)                                      | 11:00 - 12:00<br>SIMPOSIO Reactores nucleares y escasez de suministro de radioisótopos de uso médico. Perspectivas                                                      | 11:00 - 11:30<br>SIMPOSIO Gestión del agua tratada del accidente de Fukushima Daiichi: Provisiones para la aplicación de los Estándares Internacionales de Seguridad | 11:00 - 12:00<br>S. TÉCNICOS Control de calidad en protonterapia                                          |
| 11:30 |                                                                                                                     |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                                                                                  |                                                                                                 |                                                                                                                                                                         |                                                                                                                                                                      |                                                                                                           |
| 12:00 | 12:00 - 13:00<br>S.T PALEX ¿Merece la MRgRT tanta fama y publicidad?                                                | 12:00 - 13:00<br>S.T VARIAN y SIEMENS HEALTHINEERS Innovaciones en Eclipse y segmentación con IA y la realidad del Photon Counting | 12:00 - 13:00<br>S.T VISION RT SGRT en la gestión del movimiento, imagen Cherenkov y mapeo anticollisión en tratamientos 4π                                                                                      | 12:00 - 13:00<br>S.T CANON Imagen Espectral, experiencia de campo en el servicio de radiología. | 12:00 - 13:00<br>ORALES C6 Medida de la Radicación: detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación MC + Radiaciones no ionizantes y Biofísica + Radiobiología | 11:30 - 13:00<br>ORALES 3 Gestión de residuos + PR del público y del medio ambiente                                                                                  | 12:00 - 13:00<br>S. Técnicos Gestión de dosis y calidad de imagen en radiología digital                   |
| 13:00 | 13:00 - 14:00 Pausa comida. Visita área comercial y pósteres                                                        |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                                                                                  |                                                                                                 |                                                                                                                                                                         |                                                                                                                                                                      |                                                                                                           |



|       | SALA URRIELLU (AUDITORIO)                                                                                                                                                                                                   | SALA SEYA (8)                                                                                                       | SALA GULPIYURI (9+10)                                                               | SALA CUADONGA (2)                                                                                                             | SALA TARAMUNDI (4+5)                                                                                                       | SALA NARANCO (CRISTAL)                                                                                                                       | SALA MUNIELLOS (7)                                                                                                                           |
|-------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 14:00 | 14:00 - 15:00<br>ORALES (RT)<br>Planificación y optimización de tratamientos I                                                                                                                                              | 14:00 - 15:00<br>ORALES (RT)<br>Garantía de Calidad                                                                 | 14:00 - 15:00<br>SIMPOSIO<br>Nuevo protocolo dosimétrico para mamografía AAPM-EFOMP | 14:00 - 15:00<br>SIMPOSIO (RT)<br>Herramientas y flujos de trabajo para gestión de interrupción de tratamientos.              | 14:00 - 15:00<br>ORALES C7<br>Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario                        | 14:00 - 15:00<br>SEMIPLENARIA 2<br>Infraestructura nacional en protección radiológica                                                        | 14:00 - 14:30<br>S. TÉCNICOS<br>¿Qué podemos saber del estado de salud de un paciente, si analizamos la composición corporal a través de CT? |
| 14:30 |                                                                                                                                                                                                                             |                                                                                                                     |                                                                                     |                                                                                                                               |                                                                                                                            |                                                                                                                                              | 14:30 - 15:00<br>S. TÉCNICOS<br>Imagen en Braquiterapia                                                                                      |
| 15:00 | 15:00 - 16:00<br>CHARLA PLENARIA 3<br>¿Cómo mejorar la protección radiológica de pacientes y trabajadores sanitarios expuestos a bajas dosis de radiación? Recomendaciones del proyecto MEDIRAD (Sala Urriellu - Auditorio) |                                                                                                                     |                                                                                     |                                                                                                                               |                                                                                                                            |                                                                                                                                              | 15:00 - 16:00<br>S. TÉCNICOS<br>Fundamentos de la captura neutronica de boro en tratamientos de cáncer                                       |
| 16:00 | 16:00 - 16:30 Pausa café. Visita área comercial y pósteres                                                                                                                                                                  |                                                                                                                     |                                                                                     |                                                                                                                               |                                                                                                                            |                                                                                                                                              |                                                                                                                                              |
| 16:30 | 16:30 - 17:30<br>SIMPOSIO (RT)<br>Reirradiaciones. Suma de dosis y estrategias                                                                                                                                              | 16:30 - 17:30<br>SIMPOSIO<br>Radioterapia adaptativa online con MRI linac y Ethos: Flujos de trabajo y experiencias | 16:30 - 17:30<br>ORALES (RT)<br>Planificación y optimización de tratamientos II     | 16:30 - 17:30<br>SIMPOSIO (RT)<br>Avances y mejoras posibles en braquiterapia ginecológica donde no existe avance tecnológico | 16:30 - 17:30<br>MESA REDONDA<br>La simulación Monte Carlo como herramienta de trabajo: situación actual y retos de futuro | 16:30 - 17:30<br>MESA REDONDA<br>Tendencias y recomendaciones internacionales para la protección radiológica en caso de accidentes nucleares | 16:30 - 17:00<br>S. TÉCNICOS<br>Comunicaciones Orales I                                                                                      |
| 17:00 |                                                                                                                                                                                                                             |                                                                                                                     |                                                                                     |                                                                                                                               |                                                                                                                            |                                                                                                                                              | 17:00 - 17:30<br>S. TÉCNICOS<br>Veriton CZT SPECT                                                                                            |
| 17:30 |                                                                                                                                                                                                                             |                                                                                                                     |                                                                                     |                                                                                                                               |                                                                                                                            | 17:30 - 18:30<br>ASAMBLEA SEPR                                                                                                               |                                                                                                                                              |

## CURSO DE ACTUALIZACIÓN | PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA BASADA EN CT SINTÉTICO DERIVADO DE RM O DE CBCT

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 08:00 - 09:00

Modera: Ruth Rodríguez Romero. Adjunta del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

Concepcion Ángeles Huertas Martínez. Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario La Paz.

Santiago Pellejero Pellejero. Facultativo Especialista de Área. Hospital Universitario de Navarra.

## CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN) | EQUIPOS DE MN: MÁS ALLÁ DE LA GAMMACAMARA DE NAI Y DEL PET DE PROPÓSITO GENERAL

SALA SEYA (8) | 08:00 - 09:00

Modera: Josep María Martí i Climent. Jefe de Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Clínica Universidad de Navarra.

Gabriel Reynes Llompard. Institut Català d'Oncologia (ICO).

Irene Torres Espallardo. Radiofísica hospitalaria adscrita al Servicio de Medicina Nuclear del Hospital. Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia.

## CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RD) | NUEVAS MODALIDADES DE IMAGEN: TENSOR DE DIFUSIÓN RM, ELASTOGRAFÍA US O RM, CONTRASTE DE FASE, ULTRA-LOW-DOSE CT, PERFUSIÓN CON TC O RM, ESPECTROSCOPIA PROTONES, ETC.

SALA GULPIYURI (9+10) | 08:00 - 09:00

Modera: Diego García Pinto. Profesor Titular de la Universidad Complutense de Madrid.

Víctor Sánchez Lara. Profesor Ayudante. Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia. Universidad Complutense de Madrid.

Joaquín López Herraiz. Profesor titular. Instituto de Investigación Sanitaria del Hospital Clínico San Carlos. Universidad Complutense

Madrid.

## **CURSO DE ACTUALIZACIÓN | GESTIÓN DE DOSIS A PACIENTES EN RADIODIAGNÓSTICO, MEDICINA NUCLEAR Y PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS**

**SALA TARAMUNDI (4+5) | 08:00 - 09:00**

Modera: Jose Manuel Ordiales Solis. *Jefe del Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Cáceres.*

Roberto Sánchez Casanueva. *Radiofísico Hospitalario. Hospital Clínico San Carlos.*

José Miguel Fernández Soto. *Jefe del Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Clínico San Carlos.*

## **CURSO DE ACTUALIZACIÓN | GESTIÓN DE MATERIAL RADIATIVO FUERA DE CONTROL REGULADOR. PROBLEMÁTICA NORM**

**SALA NARANCO (CRISTAL) | 08:00 - 09:00**

Modera: Elena Alcaide Trenas. *Jefe Unidad Técnica de Protección Radiológica. ENRESA.*

Elena Alcaide Trenas. *Jefe Unidad Técnica de Protección Radiológica. ENRESA.*

Danyl Perez-Sanchez. *Investigador en la Unidad de Protección Radiológica al Público y Medio Ambiente. CIEMAT.*

## **S. TÉCNICOS | INAUGURACIÓN**

**SALA MUNIELLOS (7) | 08:00 - 08:10**

Damián Guirado Llorente. *Presidente de la Sociedad Española de Física Médica..*

María Teresa Macías Domínguez. *Presidenta de la Sociedad Española de Protección Radiológica.*

Miguel Ángel Peinado Montes. *Presidente del Comité Organizador..*

## **S. TÉCNICOS | ACELERADOR CON RESONANCIA Y RADIOTERAPIA ADAPTATIVA: FUNDAMENTOS PARA TÉCNICOS**

**SALA MUNIELLOS (7) | 08:10 - 09:00**

Modera: Mar Cobos. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Centro de Protonterapia.*

Carlos Luis Ferrer Gracia. *Facultativo especialista de área. Hospital Universitario La Paz.*

## **SIMPOSIO | NUEVA METODOLOGÍA PARA EL MODELADO DEL MLC EN SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN**

**SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 09:00 - 10:00**

Modera: Alejandro García Romero. *Físico adjunto. Hospital Clínico Universitario de Zaragoza.*

Víctor Hernández Masgrau. *Radiofísico adjunto. Hospital Universitario Sant Joan de Reus.*

Jordi Sáez Beltrán. *Jefe de Sección. Hospital Clínic de Barcelona.*

## **SIMPOSIO (MN) | ARTEFACTOS EN MEDICINA NUCLEAR**

**SALA SEYA (8) | 09:00 - 10:00**

Modera: Teresa Monserrat Fuertes. *Radiofísico adjunto. Hospital Universitario Central de Asturias.*

Roberto Rafael Martín Vaello. *Radiofísico Adjunto Especialista Hospitalario. Institut Català d'Oncologia.*

Elena Prieto Azcárate. *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Clínica Universidad de Navarra.*

## **ORALES (RD) | TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD**

**SALA GULPIYURI (9+10) | 09:00 - 10:00**

Modera: José Antonio Terrón León. *Responsable Servicio de Radiofísica. Jefe de Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen Macarena.*

### **SOFTWARE SPHEPHANT PARA LA EVALUACIÓN DE LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA Y DISPERSIÓN DE ARTEFACTOS EN SISTEMAS DE TOMOSÍNTESIS DE MAMA**

Jesús Garcia Ovejero. *Residente de 2º año en el Hospital General Universitario Gregorio Marañón.*

### **SOFTWARE PARA LA EVALUACIÓN DE LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA Y LA DISPERSIÓN DE ARTEFACTOS EN IMÁGENES DE TOMOSÍNTESIS DIGITAL DE MAMA**

Julia Garayoa Roca. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servicio de Protección Radiológica de la Fundación Jiménez Díaz.*

### **APLICACIÓN DEL OBSERVADOR MODELO NPWE COMO ALTERNATIVA AL ANÁLISIS DE DETALLE-CONTRASTE EN UN EQUIPO DE RADIOGRAFÍA DIGITAL**

Silvia Ronda Peñacoba. *Residente (R2).*

### **ANÁLISIS DE LA ADQUISICIÓN MULTIENERGÉTICA EN CT COMO HERRAMIENTA PARA REDUCIR EL CONTRASTE YODADO EN PACIENTES**

Fernando Caudepón Moreno. *FEA Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Navarra.*

## ESTUDIO DE LA CALIDAD DE IMAGEN DINÁMICA EN FLUOROSCOPIA PULSADA UTILIZANDO EL MÓDULO ROTATORIO DEL MANIQUÍ NEMA XR-21

Iván Escobar Corominas. *Residente de Radiofísica.*

### NI INVESTIGADORES NOVELES (MIXTAS + SEPR)

SALA CUADONGA (2) | 09:00 - 10:00

Modera: Margarita Herranz. *Catedrática de Ingeniería Nuclear en la Escuela de Ingeniería de Bilbao. Universidad del País Vasco.*

## APLICACIÓN DE INFOGRAFÍAS PARA LA GESTIÓN EFECTIVA DE RESIDUOS RADIATIVOS EN UN SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR

Guillermo Paradela Díaz. *Residente de radiofísica hospitalaria.*

## EVALUACIÓN AUTOMÁTICA DE LA CALIDAD DE LA IMPRESIÓN 3D DE OBJETOS GEOMÉTRICOS SIMPLES MEDIANTE MICRO-CT

Adrián Belarra Rodríguez. *Estudiante de Doctorado en Investigación de Ciencias Médico-Quirúrgicas. Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia.*

## VALIDACIÓN MONTE CARLO DE LA TEORÍA DE FERMI-EYGES

Juan Alejandro de la Torre González. *Contrato Investigador con Cargo a Proyecto.*

## OPTIMIZACIÓN DEL PROCEDIMIENTO DE DETERMINACIÓN DE SR-90 EN AGUA POR CONTADOR PROPORCIONAL

Raquel Idoeta Hernandorena. *Profesora titular de universidad.*

### ORALES C5 | MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

SALA TARAMUNDI (4+5) | 09:00 - 10:00

Modera: Lorenzo Brualla. *Catedrático de radiooncología experimental. Universidad de Duisburg-Essen.*

## VERIFICACIÓN EXPERIMENTAL DE ESTIMACIONES DOSIS PIEL CALCULADAS A TRAVÉS DEL INFORME ESTRUCTURADO DE DOSIS DICOM MEDIANTE OSLD.

Miguel Serrano Cuesta. *Residente de segundo año.*

## SIMULACIÓN POR MONTE CARLO DE LA MEDIDA DE <sup>131</sup>I EN TIROIDES CON LOS NUEVOS DETECTORES BE GE DE CIEMAT

Montserrat Moraleda. *investigadora.*

## APLICACIÓN DEL CÓDIGO DE SIMULACIÓN MONTE CARLO PYMCGPU-IR EN DOSIMETRÍA OCUPACIONAL: EVALUACIÓN EN CASOS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Víctor García Balcaza. *Estudiante programa de doctorado.*

## IMPLEMENTACIÓN DEL TRANSPORTE DE RADIACIÓN EN MALLAS TRIANGULARES EN PENRED

Vicent Giménez Alventosa. *Investigador.*

### MESA REDONDA | OPORTUNIDADES DE USO DE NUEVAS TECNOLOGÍAS EN EL DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES NUCLEARES

SALA NARANCO (CRISTAL) | 09:00 - 10:00

Modera: Tomás Recio Miranda. *Responsable de Operaciones de Residuos y Desmantelamiento. TECNATOM.*

Jesús Ruíz González. *Responsable de desarrollo tecnológico e innovación de ingeniería de explotación. TECNATOM.*

Tomás Recio Miranda. *Responsable de Operaciones de Residuos y Desmantelamiento. TECNATOM.*

Diego Espejo Hernando. *Jefe del Servicio de Gestión de Materiales del Proyecto de Desmantelamiento y Clausura de CN Garoña. ENRESA.*

Esther Sánchez Benavente. *Jefa del Área de Desmantelamiento y Gestión de Residuos en ENUSA. Gerente de la AIE ENUSA ENSA.*

### S. TÉCNICOS | INNOVACIÓN EN TÉCNICAS DE IRRADIACIÓN

SALA MUNIELLOS (7) | 09:00 - 10:00

Modera: Rubén Abella Ceregeído. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Hospital Universitari Sant Joan de Reus.*

Yolanda Prezado Alonso. *Directora de investigación. Centro Nacional de Investigación Científica de Francia (CNRS).*

## MESA REDONDA | PROTOCOLOS DE IGRT-SGRT: JUSTIFICACIÓN Y OPTIMIZACIÓN

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 11:00 - 12:00

Modera: Xavier Jordi Juan Senabre. *Radiofísico adjunto. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.*

Xavier Jordi Juan Senabre. *Radiofísico adjunto. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.*

José Bea Gilabert. *Facultativo Especialista. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.*

Moisés Sáez-Beltrán. *Jefe de Servicio. Hospital Universitario La Paz.*

Cristina Ansón Marcos. *Radiofísica. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.*

## ORALES (MN) | TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

SALA SEYA (8) | 11:00 - 12:00

Modera: Teresa García Martínez. *Responsable del Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario Dr Peset.*

**NUEVO SCRIPT DE IMAGEJ PARA EL ANÁLISIS COMPLETO DE LA CONSTANCIA DEL CENTRO DE ROTACIÓN EN SPECT-CT.**

Andrés Bataller Martí. *Residente 2º año.*

**ARMONIZACIÓN EN EQUIPOS PET/TC Y PET/RM APLICADO A ESTUDIOS CON 68GA**

Maria Teresa Gandía Ferrero. *Estudiante de doctorado en el IIS La Fe (GIBI230).*

**ANÁLISIS DE LA VARIACIÓN EN LA CALIDAD DE IMAGEN EN PET AL EMPLEAR MODO DE ADQUISICIÓN EN MOVIMIENTO CONTÍNUO FRENTE AL MODO ESTÁTICO**

Teresa Cuenca Bandín. *Residente Radiofísica Hospitalaria. Clínica Universidad de Navarra.*

**EXACTITUD Y VARIABILIDAD DEL PROTOCOLO CLÍNICO DE CUANTIFICACIÓN XQUANT EN SPECT/CT**

José Manuel Álvarez Pérez. *Residente de Radiofísica Hospitalaria.*

**ANÁLISIS DE FOURIER APLICADO AL ESTUDIO DE LA HOMOGENEIDAD DE LAS FUENTES PLANAS EMPLEADAS EN EL CONTROL DE CALIDAD DE GAMMACÁMARAS**

Jesús Escobar Cerezo. *Adjunto Facultativo Especialista de Área.*

## SIMPOSIO (RD) | EL PAPEL DEL RADIOFÍSICO EN EL PROCESO DE OPTIMIZACIÓN DE LA IMAGEN CLÍNICA

SALA GULPIYURI (9+10) | 11:00 - 12:00

Modera: Patxi Rosales. *Jefe del Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario Basurto.*

Esteban Imanol Gainza Jauregui. *Jefe del Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Universitario Cruces.*

José Ángel Merino Gestoso. *Radiofísico adjunto. Hospital Universitario de Toledo.*

## N2 INVESTIGADORES NOVELES (MIXTA + SEFM)

SALA CUADONGA (2) | 11:00 - 12:00

Modera: Manuel Vilches Pacheco. *Vocal de comunicación. SEFM.*

Soledad Sierra Gil. *Jefa de Protección Radiológica Juzbado. ENUSA.*

**TOMOGRFÍA COMPUTARIZADA DE ENERGÍA DUAL COMO FACTOR PRONÓSTICO DE SUPERVIVENCIA EN CÁNCER DE PULMÓN**

Tamara Lusa. *Residente tercer año.*

**COMPARACIÓN DE LOS INDICADORES DE DOSIS EN EXPLORACIONES DE MEDICINA NUCLEAR REALIZADAS CON 18F-FDG PARA DISTINTOS PROTOCOLOS**

Eva González Kölmel. *Residente de Radiofísica Hospitalaria.*

**ALGORITMO DE COLONIA DE HORMIGAS PARA LA SIMULACIÓN MONTE CARLO DEL TRANSPORTE DE PROTONES**

Daniel Puerta Megías. *Personal Investigador Predoctoral en Formación.*

**DEPENDENCIA DE LA TASA DE CALIBRACIÓN CON LAS MEDIDAS DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE PACIENTES A PARTIR DEL DETECTOR OCTAVIUS 4D 1000SRS**

Aída López Romero. *Residente Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.*

**CONTROL DE CALIDAD PARA LA IMPLEMENTACIÓN DE LA IMAGEN POR EQUIPOS HÍBRIDOS PET/MR EN LA ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA: EFECTO DE LA CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN Y DE LA COMPENSACIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO**

Carmen Salvador Ribés. *Investigadora.*

## **SIMPOSIO | REACTORES NUCLEARES Y ESCASEZ DE SUMINISTRO DE RADIOISÓTOPOS DE USO MÉDICO. PERSPECTIVAS**

**SALA TARAMUNDI (4+5) | 11:00 - 12:00**

Modera: Javier Sánchez Jiménez. *Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Burgos.*  
Aitor Zubiarraín Mediavilla. *Director Operaciones de CURIMUM Pharma Spain.*

## **SIMPOSIO | GESTIÓN DEL AGUA TRATADA DEL ACCIDENTE DE FUKUSHIMA DAIICHI: PROVISIONES PARA LA APLICACIÓN DE LOS ESTÁNDARES INTERNACIONALES DE SEGURIDAD**

**SALA NARANCO (CRISTAL) | 11:00 - 11:30**

Modera: Margarita Herranz. *Catedrática de Ingeniería Nuclear en la Escuela de Ingeniería de Bilbao. Universidad del País Vasco.*  
Gustavo Caruso. *Director of Safety and Security Coordination. OIEA.*

## **ORALES 3 | GESTIÓN DE RESIDUOS + PR DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE**

**SALA NARANCO (CRISTAL) | 11:30 - 13:00**

Modera: Elena Alcaide Trenas. *Jefe Unidad Técnica de Protección Radiológica. ENRESA.*  
Carmen Rey del Castillo. *Responsable del Área de Vigilancia Radiológica Ambiental. CSN.*

### **EVALUACIÓN DE LAS DOSIS AL PÚBLICO DERIVADAS DE LA ACTIVIDAD DE TRANSPORTE DE MATERIAL RADIATIVO EN ESPAÑA**

### **CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DIGITAL APLICADA AL DESMANTELAMIENTO DE LA C.N SANTA MARÍA DE GAROÑA**

Ester García Tapias. *Jefe Proyecto Desmantelamiento Santa María de Garoña.*  
Javier Alonso Sanz. *Director Departamento Ingeniería Nuclear.*

### **IMPLICACIONES DEL USO DE LÍQUIDOS CENTELLEADORES LIBRES DE NPE**

Margarita Herranz. *Catedrática de Ingeniería Nuclear en la Escuela de Ingeniería de Bilbao. Universidad del País Vasco.*

### **SITUACIÓN RADIOLÓGICA DE LOS SUELOS DE LA PENÍNSULA IBÉRICA: DETERMINACIÓN DEL INVENTARIO Y DE LA MIGRACIÓN DE PU Y AM**

Concepción Olondo Castro. *Profesor agregado.*

### **JUSTIFICACIÓN ALARA DE LA LIBERACIÓN DEL EMPLAZAMIENTO DE CN JOSÉ CABRERA**

María Elisa Gimeno Blesa. *Técnico en departamento de proyectos de clausura.*

### **DESCLASIFICACIÓN DE MATERIALES RESIDUALES DE MUY BAJA ACTIVIDAD EN LA FÁBRICA DE ELEMENTOS COMBUSTIBLES DE JUZBADO**

Daniel García García. *Diploma de Jefe de Servicio de Protección Radiológica.*

### **EVALUACIÓN DE IMPACTO RADIOLÓGICO AMBIENTAL EN INSTALACIONES NUCLEARES ESPAÑOLAS UTILIZANDO LA HERRAMIENTA ERICA**

Almudena Real. *Responsable de la Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medioambiente.*

## **S. TÉCNICOS | CONTROL DE CALIDAD EN PROTONTERAPIA**

**SALA MUNIELLOS (7) | 11:00 - 12:00**

Modera: Sheila Ruiz Maqueda. *Técnico de Radioterapia y dosimetría Hospital de Fuenlabrada.*  
Juan Castro Novais. *Jefe de Protección Radiológica del Centro de Protonterapia. Hospital Universitario Quirónsalud.*  
Mar Cobos. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Centro de Protonterapia.*

## **S.T. PALEX | ¿MERECE LA MRGRT TANTA FAMA Y PUBLICIDAD?**

**SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 12:00 - 13:00**

### **¿MERECE LA MRGRT TANTA FAMA Y PUBLICIDAD?**

Miguel A. Palacios. *Radiofísico. Hospital Clínico Universitario de Ámsterdam.*

### **PLANIFICACIÓN EN PROTONTERAPIA: PRESENTE Y FUTURO.**

Eduardo Fuentes. *Jefe de Proyecto Raysearch. Palex Medical - Alcobendas.*

## **S.T. VARIAN Y SIEMENS HEALTHINEERS | INNOVACIONES EN ECLIPSE Y SEGMENTACIÓN CON IA Y LA REALIDAD DEL PHOTON COUNTING**

**SALA SEYA (8) | 12:00 - 13:00**

Miguel Rodríguez Checa. *Manager, TPS Sales EMEA.*  
Angela de Pinto Briceño. *Product Portfolio Management Manager. Siemens Healthineers.*

## **S.T. VISION RT | SGRT EN LA GESTIÓN DEL MOVIMIENTO, IMAGEN CHERENKOV Y MAPEO ANTICOLISIÓN EN TRATAMIENTOS 4P**

**SALA GULPIYURI (9+10) | 12:00 - 13:00**

Carmen Santos. *Senior Clinical Application Specialist Spain.*

Carmen Serrano. *Técnico de Aplicaciones para Vision RT.*

## **S.T. CANON | IMAGEN ESPECTRAL, EXPERIENCIA DE CAMPO EN EL SERVICIO DE RADIOLOGÍA**

**SALA CUADONGA (2) | 12:00 - 13:00**

Israel Lopez Velázquez. *Business Manager. CANON Medical Systems.*

## **ORALES C6 | MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÍES. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MC + RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA + RADIOBIOLOGÍA**

**SALA TARAMUNDI (4+5) | 12:00 - 13:00**

Modera: Antonio Miguel Lallena Rojo. *Catedrático de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada.*

**MODELO COMPUTACIONAL DE ESPECTROS DE RX Y DE CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN PRECISIÓN EN LA CUANTIFICACIÓN VOLUMÉTRICA DE ESTRUCTURAS CEREBRALES Y SU DEPENDENCIA CON LOS PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN**

Tamara Lusa. *Residente tercer año.*

**ESTIMACIÓN DE PARÁMETROS RADIOBIOLÓGICOS EN EL CÁNCER DE MAMA**

Cristina Ruiz Manrique. *Residente de Radiofísica (R3).*

**MINAS TIRITH : UNA HERRAMIENTA DE MODELIZACIÓN DE LA TOPOLOGÍA DE DAÑOS AL ADN PROVOCADOS POR LA IRRADIACIÓN EN UNA POBLACIÓN CELULAR**

Carmen Villagrasa Canton. *Jefa de laboratorio de dosimetría.*

**CALCULATION OF DOMAIN RADIUS IN THE FRAMEWORK OF MKM FOR DIFFERENT CELL LINES BASED ON IN VITRO EXPERIMENTS**

Daniel Suárez García. *Estudiante de doctorado.*

## **S. TÉCNICOS | GESTIÓN DE DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN EN RADIOLOGÍA DIGITAL**

**SALA MUNIELLOS (7) | 12:00 - 13:00**

Modera: Cristina Gullón. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Ico Oncología.*

Ana Dolcet. *Radiofísica. Qaelum.*

## **ORALES (RT) | PLANIFICACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS I**

**SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 14:00 - 15:00**

Modera: Naia Pereda Barroeta.

**OPTIMIZACIÓN ROBUSTA EN SBRT DE PULMÓN: UNA SOLUCIÓN A LA INCERTIDUMBRE DE POSICIONAMIENTO MÁS ALLÁ DEL PTV**

José Pablo Cabello García. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Clínica Universidad de Navarra. Sede Madrid.*

**EXPERIENCIA INICIAL DE TRATAMIENTO ESTEREOTÁCTICO EXTRACRANEAL CARDÍACO**

Ruth Rodríguez Romero. *Adjunta del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.*

**OPTIMIZACIÓN DE LAS DOSIS RECIBIDAS POR LOS PACIENTES EN IGRT**

Xavier Jordi Juan Senabre. *Radiofísico adjunto. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.*

**VERIFICACIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS REALIZADO POR EL PLANIFICADOR MÓNACO DEBIDA AL EFECTO DE RETORNO ELECTRÓNICO EN UN ACELERADOR ELEKTA UNITY DE 1.5 T**

Concepción Ángeles Huertas Martínez. *Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario La Paz.*

**DISEÑO Y EVALUACIÓN IN-SILICO DE UN ALINEADOR DE MAMA IOERT PARA PREVENIR LA IRRADIACIÓN DE OAR**

Jordi Tarrats-Rosell. *Residente de primer año.*

## **ORALES (RT) | GARANTÍA DE CALIDAD**

**SALA SEYA (8) | 14:00 - 15:00**

Modera: Luís Isaac Ramos García. *Hospital Universitario Arnau Vilanova.*

**ENCUESTA A LOS PACIENTES DE RADIOTERAPIA SOBRE LA IMPORTANCIA DEL PAPEL CLÍNICO DE LOS RADIOFÍSICOS**

Teresa Valdivielso López. *Radiofísico hospitalario, area de radioterapia.*



#### AUTOMATIZACIÓN DEL ANÁLISIS DEL PICKETFENCE PARA HALCYON

Carlos Díaz Aviñó. *Residente de Radiofísica (R3).*

#### MEDIDAS PARA EL COMISIONADO DE UN MR-LINAC ELEKTA UNITY

Carlos Luis Ferrer Gracia. *Facultativo especialista de área. Hospital Universitario La Paz.*

#### ESTUDIO MULTICÉNTRICO DE APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA 'SEAFARER' PARA VALIDAR LAS VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO EN TRATAMIENTOS DE SBRT DE COLUMNA CONTROLES DE CALIDAD PERIODICOS DE UN MR-LINAC ELEKTA UNITY DE 1.5 T

Concepción Ángeles Huertas Martínez. *Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario La Paz.*

### SIMPOSIO | NUEVO PROTOCOLO DOSIMÉTRICO PARA MAMOGRAFÍA AAPM-EFOMP

SALA GULPIYURI (9+10) | 14:00 - 15:00

Moderador: Marisa Chapel Gómez. *Jefa del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Toledo.*

Ioannis Sechopoulos. *Director, grupo Advanced X-ray Tomographic Imaging (AXTI).*

### SIMPOSIO (RT) | HERRAMIENTAS Y FLUJOS DE TRABAJO PARA GESTIÓN DE INTERRUPTIÓN DE TRATAMIENTOS

SALA CUADONGA (2) | 14:00 - 15:00

Moderador: Ana María Tornero López. *Radiofísica adjunta del servicio de Radiofísica Hospitalaria del Hospital Universitario Dr. Negrín Gran Canaria.*

José Manuel de la Vega Fernández. *FEA Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario Reina Sofía.*

Gustavo Pozo. *Facultativo Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital 12 de Octubre de Madrid.*

### ORALES C7 | SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

SALA TARAMUNDI (4+5) | 14:00 - 15:00

#### ESTRATEGIA DE PRIORIZACIÓN DE PROTOCOLOS PEDIÁTRICOS DE TC PARA SU OPTIMIZACIÓN

Kefren Sanchez. *F.E.A. Radiofísica Hospitalaria.*

#### IMPACTO DEL USO DE HACES SIN FILTRO EN EL BLINDAJE

Cristina Ruiz Manrique. *Residente de Radiofísica (R3).*

#### VERIFICACIÓN DE DETECTORES DE NEUTRONES EN UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA

Evangelina Martínez Francés. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Clínica Universidad de Navarra (sede Madrid).*

#### ESTUDIO DE LOS NIVELES DE ACTIVACIÓN DE UN EQUIPO DE PROTONTERAPIA CON SINCROTRÓN

Verónica Morán Velasco. *Directora de la Unidad de Protección Radiológica e Imagen Médica. Clínica Universidad de Navarra.*

#### MEDIDA DE LA DOSIS AMBIENTAL NEUTRÓNICA Y GAMMA EN LA SALA DE TRATAMIENTO DE UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA: IDONEIDAD DE DISTINTOS DETECTORES

Evangelina Martínez Francés. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Clínica Universidad de Navarra (sede Madrid).*

### SEMIPLENARIA 2 | INFRAESTRUCTURA NACIONAL EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

SALA NARANCO (CRISTAL) | 14:00 - 15:00

Moderador: Ana Hernández Álvarez. *Jefa de Gabinete de la Dirección Técnica del Protección Radiológica (DPR). Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).*

Mª Teresa Macías Domínguez. *Presidenta de SEPR. Instituto Investigaciones Biomédicas "Alberto Sols".*

Javier Zarzuela. *Director Técnico de Protección Radiológica. Consejo de Seguridad Nuclear.*

### S. TÉCNICOS | ¿QUÉ PODEMOS SABER DEL ESTADO DE SALUD DE UN PACIENTE, SI ANALIZAMOS LA COMPOSICIÓN CORPORAL A TRAVÉS DE CT?

SALA MUNIELLOS (7) | 14:00 - 14:30

Moderador: Ignacio Agustín Pérez Urbón. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Hospital Universitario de Burgos.*

Bianca Muresan. *Doctora en Nutrición Oncológica. Universidad de Valencia.*

### S. TÉCNICOS | IMAGEN EN BRAQUITERAPIA

SALA MUNIELLOS (7) | 14:30 - 15:00

Moderador: Marc Parcerisa Torné. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Consorcio Sanitario Terrassa.*

Cristina Gullon. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Ico Oncología.*



### **CHARLA PLENARIA 3 | ¿CÓMO MEJORAR LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE PACIENTES Y TRABAJADORES SANITARIOS EXPUESTOS A BAJAS DOSIS DE RADIACIÓN? RECOMENDACIONES DEL PROYECTO MEDIRAD**

**SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 15:00 - 16:00**

**Moderador:** M<sup>a</sup> Amor Duch. *Directora de investigación y Jefa del Servicio de Protección Radiológica. Universidad Politécnica de Cataluña.*

**Mercé Ginjaume.** *Investigadora y docente. Instituto de Técnicas Energéticas. Universidad Politécnica de Cataluña (UPC).*

**Elisabeth Cardis.** *Jefa del Programa de Radiación. Instituto de Salud Global de Barcelona.*

### **S. TÉCNICOS | FUNDAMENTOS DE LA CAPTURA NEUTRONICA DE BORO EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER**

**SALA MUNIELLOS (7) | 15:00 - 16:00**

**Moderador:** Isabel Palazón Cano. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Hospital Ruber Internacional.*

**Ignacio Porras.** *Físico del International Society for Neutron Capture Therapy (ISNCT).*

### **SIMPOSIO (RT) | REIRRADIACIONES. SUMA DE DOSIS Y ESTRATEGIAS**

**SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 16:30 - 17:30**

**Moderador:** Jaime Perez-Alija Fernandez. *Especialista en Física Médica. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.*

**Eliana Vásquez Osorio.** *Senior Research Fellow. The University of Manchester.*

**Marcelino Hermida López.** *Adjunto radiofísica hospitalaria. Hospital Universitari Vall d'Hebron.*

### **SIMPOSIO | RADIOTERAPIA ADAPTATIVA ONLINE CON MRI LINAC Y ETHOS: FLUJOS DE TRABAJO Y EXPERIENCIAS**

**SALA SEYA (8) | 16:30 - 17:30**

**Moderador:** Jorge Bonaque Alandí. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.*

**Carlos Luis Ferrer Gracia.** *Facultativo especialista de área. Hospital Universitario La Paz.*

**Santiago Pellejero Pellejero.** *Facultativo Especialista de Área. Hospital Universitario de Navarra.*

### **ORALES (RT) | PLANIFICACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS II**

**SALA GULPIYURI (9+10) | 16:30 - 17:30**

**Moderador:** María Lizondo Gisbert. *Adjunta. Consorcio Sanitario de Terrassa.*

#### **ANÁLISIS DE DIFERENTES MÉTODOS DE OPTIMIZACIÓN PARA TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA DE UNA O VARIAS METÁSTASIS**

**María Roch González.** *Radiofísica.*

#### **TBI EN TOMOTERAPIA. ROBUSTEZ DE LA TÉCNICA Y EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA**

**Patricia Sánchez Rubio.** *Adjunta.*

#### **CÁLCULO DE LOS ERRORES SISTEMÁTICOS Y ALEATORIOS DE POSICIONAMIENTO CON SGRT EN DIFERENTES PATOLOGÍAS**

**Ana Belén Morcillo García.** *Radiofísico Adjunto. Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz.*

#### **ESTUDIO DOSIMÉTRICO DE 3 SISTEMAS MULTILÁMINA DE VARIAN (SX2, MILLENIUM 120 Y HD120) EN LA IRRADIACIÓN CRANEAL CON PRESERVACIÓN DEL HIPOCAMPO**

**Ismael Sancho Kolster.** *Radiofísico adjunto Institut Català d'Oncologia L'Hospitalet de Llobregat.*

#### **AJUSTE DEL DOSIMÉTRICO LEAF GAP PARA LA OBTENCIÓN DE UNIDADES DE TRATAMIENTO GEMELAS EN RADIOTERAPIA**

**Íñigo Lara Aristimuño.** *Residente Radiofísica Hospitalaria.*

### **SIMPOSIO (RT) | AVANCES Y MEJORAS POSIBLES EN BRAQUITERAPIA GINECOLÓGICA DONDE NO EXISTE AVANCE TECNOLÓGICO**

**SALA CUADONGA (2) | 16:30 - 17:30**

**Moderador:** Antonio Herreros Martínez. *Consultor. Hospital Clínic de Barcelona.*

**Ana María Tornero López.** *Radiofísica adjunta del servicio de Radiofísica Hospitalaria del Hospital Universitario Dr. Negrín Gran Canaria.*

**Naiara Fuentesmilla.** *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario de Navarra.*

**Víctor González Pérez.** *Jefe Clínico. Instituto Valenciano de Oncología.*

## **MESA REDONDA | LA SIMULACIÓN MONTE CARLO COMO HERRAMIENTA DE TRABAJO: SITUACIÓN ACTUAL Y RETOS DE FUTURO**

**SALA TARAMUNDI (4+5) | 16:30 - 17:30**

**Modera:** M<sup>a</sup> Amor Duch. *Directora de investigación y Jefa del Servicio de Protección Radiológica. Universidad Politécnica de Cataluña.*

**Lorenzo Brualla.** *Catedrático de radiooncología experimental. Universidad de Duisburg-Essen.*

**Javier Vijande Asenjo.** *Catedrático de la Universidad de Valencia.*

**Carles Domingo.** *Experto en simulación para dosimetría neutrónica. Universidad Autónoma de Barcelona.*

## **MESA REDONDA | TENDENCIAS Y RECOMENDACIONES INTERNACIONALES PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN CASO DE ACCIDENTES NUCLEARES**

**SALA NARANCO (CRISTAL) | 16:30 - 17:30**

**Modera:** Anna Camp Brunes. *Investigadora, Técnica de Laboratorio. Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya.*

**Eduardo Gallego Díaz.** *Catedrático de Ingeniería Nuclear. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales.*

**Alfredo Mozas García.** *Coordinador Técnico de Emergencias de la Subdirección de Emergencias y Protección Física. CSN.*

## **S. TÉCNICOS | COMUNICACIONES ORALES I**

**SALA MUNIELLOS (7) | 16:30 - 17:00**

**Modera:** Eva Zardoya. *Coordinadora de técnicos del Servicio de Física Médica. Instituto Catalán Oncología.*

### **DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS ENTRE TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PRÓSTATA CON GEL ESPACIADOR O BALÓN RECTAL TRATADOS CYBERKNIFE M6 MLC**

**Isabel Palazón Cano.** *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Hospital Ruber Internacional.*

### **ESTRATEGIAS DE PLANIFICACIÓN DOSIMÉTRICA EN PROTONTERAPIA**

**Elisabet Canals de las Casas.** *Técnico Superior de Radioterapia y Dosimetría y Técnico Superior en Radiodiagnóstico. Centro de Protonterapia Quironsalud Madrid.*

### **FUNCIONES DEL DOSIMETRISTA EN EL SERVICIO DE RADIOTERAPIA**

**Marc Parcerisa Torné.** *Dosimetrista.*

## **S. TÉCNICOS | VERITON CZT SPECT**

**SALA MUNIELLOS (7) | 17:00 - 17:30**

**Modera:** Ana Isabel Serrano Sanz. *Técnico Superior de Radioterapia y dosimetría. Hospital Universitario La Paz.*

**Gabriel Reynes Llompарт.** *Institut Català d'Oncologia (ICO).*

## **ASAMBLEA SEPR**

**SALA NARANCO (CRISTAL) | 17:30 - 18:30**

## VIERNES MAYO 26

|       | SALA URRIELLU (AUDITORIO)                                                                                                                                  | SALA SEYA (8)                                                                                                                           | SALA GULPIYURI (9+10)                                                                                                                             | SALA TARAMUNDI (4+5)                                                                                                               | SALA NARANCO (CRISTAL)                                                                                                                         | SALA MUNIELLOS (7)                                                                                                                          |
|-------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 8:30  | Secretaría Técnica y Entrega de Documentación (8:30-15:00h)                                                                                                |                                                                                                                                         |                                                                                                                                                   |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                |                                                                                                                                             |
| 9:00  | 9:00 - 10:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RT)<br>Implementación clínica de la dosimetría in-vivo mediante EPID: protocolos de actuación y toma de decisiones | 9:00 - 10:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN)<br>Nuevas tecnologías en Medicina Nuclear                                                   | 9:00 - 10:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN<br>Optimización de protocolos de adquisición de imágenes en TC y niveles de referencia en radiodiagnóstico | 9:00 - 11:00<br>PRESENTACIÓN DE PÓSTERS<br>Mejores Pósters Área Médica (SEFM) y Mejores Pósters Área Protección Radiológica (SEPR) | 9:00 - 10:00<br>CURSO DE ACTUALIZACIÓN<br>Nuevas magnitudes en dosimetría externa (ICRU-95)                                                    | 9:00 - 9:30<br>S. TÉCNICOS<br>Sistema de radiocirugía giróscopica Zap X                                                                     |
| 9:30  |                                                                                                                                                            |                                                                                                                                         |                                                                                                                                                   |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                | 9:30 - 10:00<br>S. TÉCNICOS<br>Comunicaciones Orales II                                                                                     |
| 10:00 | 10:00 - 11:00<br>ORALES<br>Gestión del cambio interfacción e intrafracción                                                                                 | 10:00 - 11:00<br>SIMPOSIO<br>Equipos híbridos PET/RM                                                                                    | 10:00 - 11:00<br>SIMPOSIO (RD)<br>Consideraciones en la aceptación de equipos de imagen diagnóstica con radiaciones ionizantes                    |                                                                                                                                    | 10:00 - 10:30<br>SEMIPLENARIA<br>Actividades de la FRALC: propias y conjuntas con la SEPR                                                      | 10:00 - 11:00<br>S. TÉCNICOS<br>Tipos de tratamiento en el cáncer de mama: diferentes perspectivas                                          |
| 10:30 |                                                                                                                                                            |                                                                                                                                         |                                                                                                                                                   |                                                                                                                                    | 10:30 - 11:00<br>Proyecto DOPOES II: Niveles de referencia de dosis (NRD) y estimación de dosis poblacional en España                          |                                                                                                                                             |
| 11:00 | 11:00 - 11:30 Pausa café. Visita área comercial y pósters. Café patrocinado por ECKERT & ZIEGLER                                                           |                                                                                                                                         |                                                                                                                                                   |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                |                                                                                                                                             |
| 11:30 | 11:30 - 12:30<br>MESA REDONDA<br>Retos en protonterapia: incertidumbres en el tratamiento                                                                  | 11:30 - 12:30<br>ORALES (RT)<br>Braquiterapia                                                                                           | 11:30 - 12:30<br>MESA REDONDA (RT)<br>Evaluación y verificación de herramientas basadas en inteligencia artificial                                | 11:30 - 12:30<br>SIMPOSIO<br>Dosis en la piel del paciente en procedimientos intervencionistas                                     | 11:30 - 12:30<br>ORALES 4<br>PR ocupacionalno sanitaria y transporte + PR en situaciones de emergencia y seguridad de las fuentes de radiación | 11:30 - 12:30<br>S. TÉCNICOS<br>Inteligencia artificial, impacto en la clínica diaria: del contorno de órganos de riesgo a la planificación |
| 12:30 | 12:30 - 13:30<br>SIMPOSIO<br>Comparación con planes de fotones y selección de pacientes en protonterapia                                                   | 12:30 - 13:30<br>SIMPOSIO (RT)<br>Implicaciones de los algoritmos avanzados en la planificación de tratamientos de radioterapia externa | 12:30 - 13:30<br>ORALES (RT)<br>Imagen en Radioterapia y modelos predictivos                                                                      | 12:30 - 13:30<br>ORALES C8<br>Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario                                | 12:30 - 13:30<br>ORALES 6<br>Radiaciones naturales y remediación de áreas contaminadas                                                         | 12:30 - 13:00<br>S. TÉCNICOS<br>Tratamiento de metástasis cerebrales múltiples con un único isocentro                                       |
| 13:00 |                                                                                                                                                            |                                                                                                                                         |                                                                                                                                                   |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                | 13:00 - 13:30<br>S. TÉCNICOS<br>Generación de CTs sintéticos a partir de RM                                                                 |
| 13:30 | 13:30 - 14:15<br>CHARLA PLENARIA Clausura: The ICRP System of Radiological Protection, review and revisión (Sala Urriellu - Auditorio)                     |                                                                                                                                         |                                                                                                                                                   |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                |                                                                                                                                             |
| 14:15 | 14:15 - 14:45<br>Mesa de Clausura y Entrega de Premios                                                                                                     |                                                                                                                                         |                                                                                                                                                   |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                |                                                                                                                                             |
| 14:45 | 14:45 - 16:00<br>Cóctel de Despedida                                                                                                                       |                                                                                                                                         |                                                                                                                                                   |                                                                                                                                    |                                                                                                                                                |                                                                                                                                             |

### CURSO DE ACTUALIZACIÓN (RT) | IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DE LA DOSIMETRÍA IN-VIVO MEDIANTE EPID: PROTOCOLOS DE ACTUACIÓN Y TOMA DE DECISIONES

SALA URRIELLU AUDITORIO | 09:00 - 10:00

Modera: Jaime Martínez Ortega. Jefe de Servicio Radiofísica y PR. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

Cristina Ansón Marcos. Radiofísica. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.

Rafael Colmenares Fernández. Radiofísico Hospitalario. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid.

Jaime Martínez Ortega. Jefe de Servicio Radiofísica y PR. Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

## **CURSO DE ACTUALIZACIÓN | OPTIMIZACIÓN DE PROTOCOLOS DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES EN TC Y NIVELES DE REFERENCIA EN RADIODIAGNÓSTICO**

SALA SEYA (8) | 09:00 - 10:00

Modera: José Ángel Merino Gestoso. *Radiofísico adjunto. Hospital Universitario de Toledo.*

Fernando Caudepon Moreno. *FEA Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Navarra.*

Antonio Francisco González López. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca.*

## **CURSO DE ACTUALIZACIÓN (MN) | NUEVAS TECNOLOGÍAS EN MEDICINA NUCLEAR**

SALA GULPIYURI (9+10) | 09:00 - 10:00

Modera: Leticia Irazola Rosales. *FEA Radiofísica Hospitalaria. Centro de Investigaciones Biomédicas de La Rioja.*

José María Benlloch Baviera. *Director del Instituto de Instrumentación para Imagen Médica (I3M). Universidad Politécnica de Valencia.*

## **PRESENTACIÓN DE PÓSTERS | MEJORES PÓSTERS ÁREA MÉDICA (SEFM) Y MEJORES PÓSTERS ÁREA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (SEPR)**

SALA TARAMUNDI (4+5) | 09:00 - 11:00

## **CURSO DE ACTUALIZACIÓN | NUEVAS MAGNITUDES EN DOSIMETRÍA EXTERNA (ICRU-95)**

SALA NARANCO (CRISTAL) | 09:00 - 10:00

Modera: Ana María Romero Gutiérrez. *Responsable del Servicio de Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT.*

Nestor Cornejo Díaz. *CIEMAT.*

## **S. TÉCNICOS | SISTEMA DE RADIOCIRUGIA GIRÓSCOPICA ZAP X**

SALA MUNIELLOS (7) | 09:00 - 09:30

Modera: Elisabet Canals de las Casas. *Técnico Superior de Radioterapia y Dosimetría y Técnico Superior en Radiodiagnóstico. Centro de Protonterapia Quironsalud Madrid.*

Enrique Pascual. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Instituto de Radiocirugía Avanzada.*

## **S. TÉCNICOS | COMUNICACIONES ORALES II**

SALA MUNIELLOS (7) | 09:30 - 10:00

Modera: Eva Zardoya. *Coordinadora de técnicos del Servicio de Física Médica. Instituto Catalán Oncología.*

### **LA LABOR DEL TÉCNICO SUPERIOR EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO EN EL PROCESO DE GESTIÓN DE MODIFICACIÓN DE DOSIS ADMINISTRATIVAS**

Ornella Uccello. *Técnico Superior en Imagen para el Diagnóstico.*

### **PROGRAMA PARA ESTIMAR LA DOSIS EFECTIVA A UN TRABAJADOR EXPUESTO EN CASO DE EMERGENCIA EN UN PROCEDIMIENTO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA**

Javier Luengo Jiménez. *Técnico radiofísica.*

### **EL METAVERSO EN LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA: USO DE QUEST 2 COMO ALTERNATIVA A LOS MONITORES**

Lydia Gómez Hinojal. *Técnico Radiofísica.*

## **ORALES | GESTIÓN DEL CAMBIO INTERFRACCIÓN E INTRAFRACCIÓN**

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 10:00 - 11:00

Modera: Rafael Colmenares Fernández. *Radiofísico Hospitalario. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid.*

### **EVALUACIÓN DEL SISTEMA DE CBCT CORREGIDO EN RAYSTATION PARA LA REALIZACIÓN DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN PRÓSTATA**

Jaume Mingarro Carceller. *Residente Radiofísica.*

### **ANÁLISIS DE VIABILIDAD DE TRATAMIENTOS DE PROTONES PBS CON MOVIMIENTO RESPIRATORIO MEDIANTE REGISTRO DEFORMABLE**

José Pablo Cabello García. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Clínica Universidad de Navarra. Sede Madrid.*

### **DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN MODELO PARA DESCRIBIR EL MOVIMIENTO DE TUMORES AFECTADOS POR LA RESPIRACIÓN**

Enrique Tenllado. *Especialista en Radiofísica.*

### **DIFGI V2.0: DISPOSITIVO INTERCONECTADO CON LA UNIDAD DE TRATAMIENTO PARA INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA. RESULTADOS PRELIMINARES ENSAYO FASE IIB**

Carles Muñoz Montplet. *Jefe de Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Instituto Catalán de Oncología. Girona.*

## DISCREPANCIAS EN LA DOSIS ADMINISTRADA FRENTE A LA PLANIFICADA EN TRATAMIENTOS DE ESÓFAGO COMO CONSECUENCIA DEL MOVIMIENTO DIAFRAGMÁTICO

Paz García de Acilu. *Radiofísico Adjunto.*

## SIMPOSIO | EQUIPOS HÍBRIDOS PET/RM

SALA SEYA (8) | 10:00 - 11:00

Modera: Elena Prieto Azcárate. *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Clínica Universidad de Navarra.*

Gabriel Reynes Llompard. *Institut Català d'Oncologia (ICO).*

Ángel Torrado Carvajal. *Profesor Contratado Doctor en Ingeniería Biomédica. Universidad Rey Juan Carlos.*

## SIMPOSIO (RD): CONSIDERACIONES EN LA ACEPTACIÓN DE EQUIPOS DE IMAGEN DIAGNÓSTICA CON RADIACIONES IONIZANTES

SALA GULPIYURI (9+10) | 10:00 - 11:00

Modera: Fernando Sierra Díaz. *Jefatura del Servicio de Dosimetría y Radioprotección. Hospital General Universitario Gregorio Marañón.*

José Luis Carrasco Rodríguez. *Jefe Sección Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de la Victoria.*

Raúl Medina Campos. *Director Divisiones de Radiodiagnóstico y Formación. Jefe de Protección Radiológica. ACPRO.*

## SEMIPLENARIA | ACTIVIDADES DE LA FRALC: PROPIAS Y CONJUNTAS CON LA SEPR

SALA NARANCO (CRISTAL) | 10:00 - 10:30

Modera: Juan Carlos Mora. *Investigador. CIEMAT.*

Eduardo Medina Gironzini. *Presidente de la Federación de Radioprotección de América Latina y El Caribe. FRALC.*

## PROYECTO DOPOES II | NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD) Y ESTIMACIÓN DE DOSIS POBLACIONAL EN ESPAÑA

SALA NARANCO (CRISTAL) | 10:30 - 11:00

Modera: Javier Sánchez Jiménez. *Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Burgos.*

Sergio Cañete. *Coordinador Instalación Radiactiva. Profesor Asociado Departamento de Radiología y Medicina Física. Universidad de Málaga.*

## S. TÉCNICOS | TIPOS DE TRATAMIENTO EN EL CÁNCER DE MAMA: DIFERENTES PERSPECTIVAS

SALA MUNIELLOS (7) | 10:00 - 11:00

Modera: Sheila Ruiz Maqueda. *Técnico de Radioterapia y dosimetría Hospital de Fuenlabrada.*

Zahara Martín Rodríguez. *FEA Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario Central Asturias.*

Carmen Libertad Candón González. *Radiofísica. Hospital Universitario de Fuenlabrada.*

Denia Vilches Fernández. *Física adjunta de Radiofísica Hospitalaria.*

## MESA REDONDA | RETOS EN PROTONTERAPIA: INCERTIDUMBRES EN EL TRATAMIENTO

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 11:30 - 12:30

Modera: Juan Castro Novais. *Jefe de Protección Radiológica del Centro de Protonterapia. Hospital Universitario Quirónsalud.*

Alejandro Mazal. *Director de física. Centro Protonterapia Quirónsalud Madrid.*

Juan Diego Azcona Armendáriz. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Clínica Universitaria de Navarra.*

## ORALES (RT) | BRAQUITERAPIA

SALA SEYA (8) | 11:30 - 12:30

Modera: Víctor González Pérez. *Jefe Clínico. Instituto Valenciano de Oncología.*

## VIABILIDAD DE LA BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA EN EL CÁNCER DE CUELLO UTERINO: COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE BRAQUITERAPIA

Sergio Lozares Cordero. *F.E.A. Servicio de Física y Protección Radiológica.*

## RETINOBLASTOMA

Carlos Baeza monedero. *FEA Radiofísica Hospitalaria y Protección Radiológica.*

## USO DE REDES NEURONALES PARA PREDICCIÓN DE TOXICIDADES EN BRAQUITERAPIA

José Domingo Lago. *Adjunto en el Servicio de Radiofísica. Hospital Vithas Virgen del Consuelo.*

## CALIBRACIÓN EN DOSIS ABSORBIDA DE UN SISTEMA EXPERIMENTAL DE 16 DETECTORES DE CENTELLEO PARA SU USO EN DOSIMETRÍA IN VIVO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA CON CO-60

Daniel Rodríguez Latorre. *Radiofísico Adjunto.*

## IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL DESPLAZAMIENTO DE CATÉTERES EN BRAQUITERAPIA HDR DE PRÓSTATA

Carlos Fernández. *Radiofísico Interno Residente.*

## MESA REDONDA (RT) | EVALUACIÓN Y VERIFICACIÓN DE HERRAMIENTAS BASADAS EN INTELIGENCIA ARTIFICIAL

SALA GULPIYURI (9+10) | 11:30 - 12:30

Modera: Cristian Candela. *Facultativo especialista en el Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Clínic de Barcelona.*

Oliver Díaz Montesdeoca. *Profesor de la Facultat de Matemàtiques e Informàtica.*

Universidad de Barcelona.

Jaime Martí Asenjo. *Radiofísico Adjunto. Hospital Universitario HM Sanchinarro.*

Nagore García Apellaniz. *Especialista en Física Médica. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.*

## SIMPOSIO | DOSIS EN LA PIEL DEL PACIENTE EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS

SALA TARAMUNDI (4+5) | 11:30 - 12:30

Modera: Roberto Sánchez Casanueva. *Radiofísico Hospitalario. Hospital Clínico San Carlos.*

Jérémie Dabin. *SCKCEN (Belgian Nuclear Research Center).*

Patxi Rosales. *Jefe del Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario Basurto.*

## ORALES 4 | PR OCUPACIONAL NO SANITARIA Y TRANSPORTE + PR EN SITUACIONES DE EMERGENCIA Y SEGURIDAD DE LAS FUENTES DE RADIACIÓN

SALA NARANCO (CRISTAL) | 11:30 - 12:30

Modera: Isabel Villanueva Delgado. *Subdirectora de protección radiológica operacional. CSN.*

### MEDIDA MEDIANTE TÉCNICA IN VITRO DE MUESTRAS DE ORINA DE UN TRABAJADOR CONTAMINADO CON LU-177 EN EL LABORATORIO DE BIOELIMINACIÓN DEL CIEMAT.

Inmaculada Sierra Bercedo. *Responsable Laboratorio Bioeliminación- Dosimetría Interna.*

### PREPARACIÓN Y ENTRENAMIENTO CON EL SISTEMA JRODOS PARA LA EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO EN DIFERENTES SITUACIONES DE EMERGENCIA

Milagros Montero. *Responsable Línea de Investigación en Protección Radiológica en Situaciones de Intervención.*

### ANÁLISIS DE LOS SUCESOS OCURRIDOS EN EL TRANSPORTE DE MATERIALES RADIATIVOS EN ESPAÑA DESDE 2000 HASTA 2020

Eneko Zugazagoitia Hernando. *Inspector.*

### SOBRE EL USO DE GAMMACÁMARAS CON COLIMADORES DE BAJA ENERGÍA PARA EL CRIBADO DE INDIVIDUOS EXPUESTOS A I-131 EN UNA EMERGENCIA NUCLEAR

Julien Alcaide. *Residente.*

### PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL EN EL CENTRO DE LÁSERES PULSADOS

Ana María Cives Fernández. *Técnico de Radioprotección.*

### CÁLCULOS DE BLINDAJE PARA EL DISEÑO DE NUEVAS LÍNEAS DE LUZ EN EL SINCROTRÓN ALBA

María José García-Fuste. *Jefa de Protección Radiológica.*

## S. TÉCNICOS | INTELIGENCIA ARTIFICIAL, IMPACTO EN LA CLÍNICA DIARIA: DEL CONTORNEO DE ÓRGANOS DE RIESGO A LA PLANIFICACIÓN

SALA MUNIELLOS (7) | 11:30 - 12:30

Modera: Verónica Trápaga Porrero. *Técnico de radioterapia y dosimetría. Hospital Universitario 12 de Octubre.*

David Miguel Pérez. *Radiofísico Adjunto. Hospital Clínico Universitario de Valladolid.*

José Pablo Cabello García. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Clínica Universidad de Navarra. Sede Madrid.*

## SIMPOSIO | COMPARACIÓN CON PLANES DE FOTONES Y SELECCIÓN DE PACIENTES EN PROTONTERAPIA

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 12:30 - 13:30

Modera: Juan Castro Novais. *Jefe de Protección Radiológica del Centro de Protonterapia. Hospital Universitario Quirónsalud.*

Daniel Zucca Aparicio. *Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario HM Sanchinarro.*

Glòria Vilches-Freixas. *Radiofísico hospitalario. Maastro Clinic.*

## SIMPOSIO (RT) | IMPLICACIONES DE LOS ALGORITMOS AVANZADOS EN LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA

SALA SEYA (8) | 12:30 - 13:30

Modera: Pablo Carrasco de Fez. *Director del Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.*



## IMPLICACIONES EN LA EVALUACIÓN DE LAS DISTRIBUCIONES DE DOSIS, OPTIMIZACIÓN Y ROBUSTEZ

Diego Jurado Bruggeman. *Especialista Física Médica. Coordinador Servicio Física Médica y Protección Radiológica. Instituto Catalán de Oncología. Girona.*

## IMPLICACIONES CLÍNICAS

Carles Muñoz Montplet. *Jefe de Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Instituto Catalán de Oncología. Girona.*

## ORALES (RT) | IMAGEN EN RADIOTERAPIA Y MODELOS PREDICTIVOS.

SALA GULPIYURI (9+10) | 12:30 - 13:30

Modera: Faustino Gómez Rodríguez. *Director del Laboratorio de Radiofísica. Universidad de Santiago de Compostela.*

IMAGEN PET PARA LA OPTIMIZACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO EN CÁNCER DE PULMÓN: CONTROL DE CALIDAD PARA LA COMPENSACIÓN DE MOVIMIENTO, ALGORITMO IA DE SEGMENTACIÓN Y MODELO PREDICTIVO BASADO EN MONITORIZACIÓN PET.

Montserrat Carles Fariña. *Investigadora en física médica.*

DESARROLLO DE UN SOFTWARE PARA EVITAR COLISIONES EN RADIOTERAPIA EXTERNA

Íñigo González Lizárraga. *Residente de 2º año.*

DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN DE UN KV-CBCT CON RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA DE UN ACELERADOR LINEAL

Luis Alejo Luque. *Facultativo Especialista de Área Radiofísica Hospitalaria.*

ESTUDIO DE COHORTES SOBRE EL EFECTO DE LA VARIACIÓN DEL CONTORNO EXTERNO EN LA RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA CORPORAL DE VÉRTEBRAS

Enrique Cano Iglesias. *Residente de 2º año en Radiofísica Hospitalaria.*

IMPLEMENTACIÓN, USO Y EVALUACIÓN DE UN SISTEMA PROPIO DE SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA DE ÓRGANOS DE RIESGO EN RADIOTERAPIA BASADO EN INTELIGENCIA ARTIFICIAL

Jaime Martí Asenjo. *Radiofísico Adjunto. Hospital Universitario HM Sanchinarro.*

## ORALES C8 | SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

SALA TARAMUNDI (4+5) | 12:30 - 13:30

Modera: Eva Corredoira Silva. *Jefe de Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Guadalajara.*

COMPROBACIÓN DEL AUMENTO DE DOSIS DEBIDO AL USO DE PROTECTORES GONADALES EN RADIOGRAFÍA DE PELVIS CON CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN: UN ENFOQUE DIDÁCTICO

Nuria Carrasco Vela. *Radiofísica Adjunta. Hospital Clínico de Valencia.*

CAMPAÑAS DE MEDIDA PARA LA IDENTIFICACIÓN DE LOS PUESTOS DE TRABAJO DEL ÁMBITO SANITARIO Y DE INVESTIGACIÓN SUSCEPTIBLES DE RECIBIR DOSIS ANUALES EN CRISTALINO SUPERIORES A 6 MSV

Mercé Ginjaume. *Investigadora y docente. Instituto de Técnicas Energéticas. Universidad Politécnica de Cataluña (UPC).*

FOMENTANDO LA CULTURA DE SEGURIDAD DEL PACIENTE EN ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA

Miguel Medina Céspedes. *Radiofísico hospitalario.*

MAPEADO COMPLETO DE LOS FACTORES DE TRASMISIÓN DE UNA INSTALACIÓN PET CON EXCEL

David Miguel Pérez. *Radiofísico Adjunto. Hospital Clínico Universitario de Valladolid.*

MAPA DE RIESGO DE PROCESO DE TRATAMIENTO AMBULATORIO DE I131 EN MEDICINA NUCLEAR

Esther Angulo Pain. *FEA Radiofísica Hospitalaria.*

## ORALES 5 | RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

SALA NARANCO (CRISTAL) | 12:30 - 13:30

Modera: Luis Santiago Quindos Poncela. *Catedrático. Universidad de Cantabria.*

ESTUDIO DE LA PROTECCIÓN CONTRA LA INHALACIÓN DE LOS DESCENDIENTES DEL RADÓN MEDIANTE EL USO DE MASCARILLAS FACIALES

Gumersindo Verdú Martín. *Director ISIRYM.*

MODELOS DISPONIBLES PARA ESTIMAR LA CONCENTRACIÓN DE RADÓN EN INTERIORES CONSIDERANDO LA CONTRIBUCIÓN DE LOS MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN

Almudena Real. *Responsable de la Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medioambiente.*

DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA ROBUSTA PARA LA OBTENCIÓN DE LA TASA DE EXHALACIÓN DE RADÓN EN DISTINTOS MATERIALES

Elena Castaño Casco. *Estudiante de Doctorado.*



## DESARROLLO DE UN MÉTODO GENERAL PARA LA MEDIDA DE 226RA, 228RA Y 40K USANDO DETECTORES DE NAI(TL) EN MUESTRAS NORM

José Llanes Gamonoso. *Estudiante de doctorado.*

## EVALUACIÓN DE LA EXPOSICIÓN AL POLVO RADIOACTIVO EN SUSPENSIÓN EN LA INDUSTRIA CERÁMICA

## S. TÉCNICOS | TRATAMIENTO DE METÁSTASIS CEREBRALES MÚLTIPLES CON UN ÚNICO ISOCENTRO

SALA MUNIELLOS (7) | 12:30 - 13:00

Modera: Vanesa Vázquez Camello. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Hospital Universitario de Fuenlabrada.*

Cristina Ansón Marcos. *Radiofísica. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.*

## S. TÉCNICOS | GENERACIÓN DE CTS SINTÉTICOS A PARTIR DE RM

SALA MUNIELLOS (7) | 13:00 - 13:30

Modera: Ana Mª Cortés González. *Técnico de Radioterapia y dosimetría. Instituto Catalán de Oncología.*

## GENERACIÓN DE CTS SINTÉTICOS A PARTIR DE RM

Concepción Ángeles Huertas Martínez. *Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario La Paz.*

## CHARLA PLENARIA CLAUSURA | THE ICRP SYSTEM OF RADIOLOGICAL PROTECTION, REVIEW AND REVISION

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 13:30 - 14:15

Modera: Eduardo Gallego Díaz. *Catedrático de Ingeniería Nuclear. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales.*

## THE ICRP SYSTEM OF RADIOLOGICAL PROTECTION, REVIEW AND REVISION.

Werner Ruehm. *Presidente de ICRP. Centro Helmholtz Múnich.*

## MESA DE CLAUSURA Y ENTREGA DE PREMIOS

SALA URRIELLU (AUDITORIO) | 14:15 - 14:45

Juan Carlos Lentijo. *Presidente del Consejo de Seguridad Nuclear.*

Beatriz López. *Gerente del Hospital Universitario Central de Asturias.*

Pablo Carrasco. *Presidente del Comité Científico de la SEFM.*

Ana María Romero. *Presidenta del Comité Científico de la SEPR.*

Miguel Ángel Peinado. *Presidente del Comité Organizador.*

RESÚMENES  
PROGRAMA  
CIENTÍFICO





# MESAS REDONDAS

## LA SIMULACIÓN MONTE CARLO COMO HERRAMIENTA DE TRABAJO: SITUACIÓN ACTUAL Y RETOS DE FUTURO

Brualla, L.

PRIMO es un sistema Monte Carlo para la verificación de dosis absorbida en radioterapia de haz externo con aceleradores lineales clínicos (linacs). Desde su lanzamiento en 2013, este sistema de distribución gratuita ha mejorado continuamente ampliando sus funcionalidades acorde a las necesidades de los usuarios. PRIMO encuentra aplicación en los campos de la dosimetría, el control de calidad, la verificación de dosis, la investigación sobre algoritmos de transporte de radiación, la derivación de modelos de fuentes y la educación. El sistema es utilizado por hospitales, universidades, empresas privadas, laboratorios de referencia y organismos reguladores. En la ponencia se dará una introducción a la estructura del sistema y se verán algunos ejemplos de su aplicación. También se discutirán los nuevos desarrollos previstos en PRIMO.

## RADIOTERAPIA DE MAMA CON TÉCNICA ARCOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA EN INSPIRACIÓN MANTENIDA

Vílches Fernández, D.

La decisión de realizar un tratamiento de cáncer de mama con la técnica de Arcoterapia de Intensidad Modulada (VMAT) puede ser controvertida. La técnica 3DCRT es el tratamiento estándar, con resultados óptimos en la mayoría de los casos. Aun así, algunos tratamientos por anatomía de la paciente o por prescripción de tratamiento de mamaria interna o fosa supraclavicular, requieren de la utilización de la técnica VMAT para conseguir una buena cobertura y homogeneidad de la dosis en el volumen de tratamiento (PTV), así como limitar la dosis en órganos sanos, a costa de un incremento en el volumen irradiado con dosis bajas.

En la planificación del tratamiento de mama con la técnica VMAT, se realizan una serie de pasos previos para asegurar la correcta impartición del tratamiento. Uno de ellos es crear un volumen de expansión sobre el que se optimizará el plan de tratamiento, ya que en este caso la planificación pasa a ser una planificación inversa de dosis y se necesita asegurar la fluencia fuera del paciente y cubrir posibles movimientos de la mama durante el tratamiento o cambios en la forma y tamaño. Se tendrá en cuenta el tipo de arcos con los que vamos a trabajar, un ejemplo son los semiarcos con "Avoid sectors" de tal manera que se maximice la entrada del haz lo más tangencialmente posible intentando minimizar las dosis bajas en los órganos contralaterales. Además, en función del tamaño del volumen a irradiar será necesario estudiar los diferentes giros de colimador que permitan cubrir todo el PTV, sobre todo en el caso de aceleradores con multiláminas HD.

En el tratamiento de la mama izquierda se ha demostrado que la irradiación en Inspiración Máxima Mantenida reduce la toxicidad cardíaca. Este tratamiento con la técnica VMAT es ya bastante habitual, siendo crítico el entrenamiento de las pacientes para asegurar la reproducibilidad del proceso.

## CORTE CON TECNOLOGÍA LÁSER PARA EL DESMANTELAMIENTO DE CENTRALES NUCLEARES. VENTAJAS Y RIESGOS ASOCIADOS

Ruíz González, J.

TECNATOM

Hasta ahora solo unas pocas centrales nucleares han sido totalmente desmanteladas, existiendo un gran incentivo económico para financiar el desarrollo e implementación de técnicas industriales más eficientes. En este contexto, el corte láser se presenta como una técnica prometedora al presentar una serie de ventajas:

- Excelentes rendimientos de corte;
- Menor generación de polvo y humo y de residuo secundario respecto a técnicas térmicas y mecánicas respectivamente;
- Seguridad en la operación y mantenimiento (robustez y operación en remoto).



El corte láser es una técnica extensamente usada en sectores industriales y para la que existen experiencias previas en proyectos de desmantelamiento (ej. “Purge Gas Pre-Cooler” del reactor experimental DRAGON; corte de tuberías en la C.N. Creys-Malville; corte de residuo radiactivo en La Hague; desmantelamiento del tanque de disolución de la planta de reprocesado de combustible en Marcoule).

Cabe destacar que, durante el desmantelamiento de centrales nucleares, la segmentación de vasija e internos supone el mayor reto técnico (formas complejas, endurecimiento de los materiales y accesibilidad) y de seguridad (alta activación), implicando largos periodos de planificación y ejecución, y convirtiéndose generalmente en ruta crítica. Es por ello por lo que se creó LD-SAFE, “Laser Dismantling Environmental and Safety Assessment”, proyecto de I+D+i financiado dentro del programa Horizonte 2020 de la Comisión Europea (Euratom), y desarrollado por un consorcio de seis empresas (ONET Technologies, CEA, IRSN, Tecnatom, EQUANS y Vysus Group). El proyecto se centra en el uso de la tecnología de corte láser, tanto en aire como bajo agua, para el desmantelamiento de vasija e internos de reactores PWR y BWR.

En el proyecto se abordan las últimas barreras técnicas, financieras y psicológicas para la propuesta de esta tecnología como alternativa a las técnicas de corte convencionales, realizando lo siguiente:

- Análisis del estado del arte de la tecnología láser en comparación con las técnicas convencionales.
- Análisis y cálculos de laboratorio de los aspectos más significativos relacionados con la seguridad: generación de aerosoles tanto en aire como bajo agua, energía del haz de láser residual, y generación de hidrógeno.
- Cualificación Técnica de la tecnología, analizando su madurez e integración en el entorno específico del proyecto.
- Evaluación de Seguridad Genérica, analizando en detalle los riesgos radiológicos y las medidas de seguridad asociadas para reducirlos a ALARA. La evaluación incluye una estimación de tasas de dosis con diferentes blindajes y profundidades de corte y distintas configuraciones usando el código MAVRIC, y en base a los datos de liberación de aerosoles, recomendaciones sobre los sistemas de confinamiento estáticos y dinámicos.
- Demostradores del corte láser en aire y bajo agua, en los que se segmentarán maquetas de componentes de la vasija e internos y se recopilarán buenas prácticas y lecciones aprendidas.

Al final del proyecto LD-SAFE se confirmará la idoneidad del corte láser para abordar los retos del desmantelamiento de reactores nucleares y su capacidad para mejorar estos proyectos en relación con la seguridad, generación de residuos radiactivos, plazos y costes.

---

## CURSO DE ACTUALIZACIÓN: NUEVAS MAGNITUDES EN DOSIMETRÍA EXTERNA (ICRU-95)

Cornejo Díaz, N.  
CIEMAT

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) recomienda magnitudes de protección para la limitación de las dosis de trabajadores y miembros del público expuestos a la radiación ionizante y para la optimización de la protección radiológica. Estas magnitudes no se definen para un punto determinado del campo de radiación, por lo que no son apropiadas para la calibración de los instrumentos destinados a la vigilancia radiológica individual y de áreas. Debido a esto la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU) ha definido magnitudes operacionales para la exposición externa [ICRU 39 (1985), ICRU 43 (1988), ICRU 51 (1993)] y ha publicado guías para su correcta aplicación [ICRU 47 (1992), ICRU 66 (2001)]. Estas magnitudes operacionales, medibles en la práctica, deben proporcionar estimados aceptables de las magnitudes de protección. Los coeficientes de conversión utilizados para obtener las magnitudes operacionales a partir de magnitudes radiométricas y dosimétricas han sido publicados por ICRP e ICRU entre los años 1996 y 1998 (ICRP 74 e ICRU 57).

En las recomendaciones de la publicación 103 de ICRP (2007) se ha redefinido el esquema de cálculo para obtener las magnitudes de protección radiológica, requiriendo para ello el uso de maniqués diferenciados por sexo, consensuados internacionalmente. Como consecuencia se han adoptado maniqués computacionales [ICRP 110 (2009)] mucho más realistas que los utilizados con anterioridad y se han recalculado los coeficientes de conversión, tanto para las magnitudes de protección radiológica como para las operacionales [ICRP 116 - (2010)]. En esta ocasión, incluyendo nuevos tipos de radiaciones ionizantes y extendiendo los rangos de energía respecto a los coeficientes publicados previamente. Estos cálculos muestran desviaciones importantes de las magnitudes operacionales actuales con respecto a las magnitudes de protección para determinados tipos y energías de las radiaciones ionizantes, actualmente de interés para la protección radiológica.



ICRU ha propuesto entonces un conjunto de nuevas magnitudes operacionales directamente relacionadas con las magnitudes Dosis Efectiva y Dosis Absorbida. En el presente curso se repasarán las magnitudes de protección radiológica y las magnitudes operacionales actuales, se dará cuenta de las limitaciones conceptuales y técnicas de las magnitudes operacionales actuales y se abordarán las definiciones de las nuevas magnitudes operacionales propuestas por ICRU [ICRU 95 (2020)]. Se abordarán las implicaciones de la implantación de estas nuevas magnitudes.

# PLENARIAS

## THE ICRP SYSTEM OF RADIOLOGICAL PROTECTION, REVIEW AND REVISION

Ruehm, W.

Since its foundation in 1928 the ICRP has continuously developed recommendations to contribute to an appropriate level of protection for people and the environment against the detrimental effects of radiation exposure without unduly limiting the desirable human actions that may be associated with such exposure. The ICRP System of Radiological Protection is based on science, ethics, and experience. Key principles are Justification (any decision that alters the radiation exposure situation should do more good than harm), Optimisation (doses should all be kept as low as reasonably achievable, taking into account economic and societal factor), and Dose Limitation (the total dose to any individual should not exceed the appropriate limits). While the system is robust and applicable and used all over the world, it requires regular review to make sure that it is still up to date and fit for purpose. Recently, ICRP has recently embarked on a review and revision of the System that will update the 2007 General Recommendations in ICRP Publication 103 from 2007. This paper informs about the System and describes first steps taken and future plans by the ICRP towards the review and refinement of the System.

## ¿CÓMO MEJORAR LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE PACIENTES Y TRABAJADORES SANITARIOS EXPUESTOS A BAJAS DOSIS DE RADIACIÓN? RECOMENDACIONES DEL PROYECTO MEDIRAD

Cardis, E.; Ginjaume, M. (1)

*Instituto de Técnicas Energéticas - Universidad Politécnica de Cataluña (UPC)*

En junio de 2017, financiado por EURATOM bajo el Programa Horizonte 2020, se inició el proyecto Implications of Medical Low Dose Radiation Exposure (MEDIRAD) en el que participaron 34 entidades de 13 países europeos,

[www.medirad-project.eu](http://www.medirad-project.eu). El objetivo principal de MEDIRAD ha sido mejorar la protección radiológica en el campo sanitario y de manera más específica comprender y evaluar los efectos sobre la salud de las bajas dosis de radiación ionizante provenientes de aplicaciones diagnósticas y terapéuticas de las radiaciones.

La participación española en el proyecto ha estado liderada por la Dra. Elisabeth Cardis, Jefa del programa de radiaciones del Instituto de Salud Global de Barcelona (ISGlobal), que se ha encargado de la dirección científica del proyecto. También han participado en los distintos grupos de trabajo, investigadores de ISGlobal, de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), de la Universitat Autònoma de Barcelona (UAB) y del Institut Català d'Oncologia (ICO).

El proyecto se estructuró en seis grupos de trabajo y se marcó tres objetivos operacionales:

1. Mejorar la estimación y el registro de dosis en órganos en la práctica clínica, optimizar las dosis impartidas a los pacientes, establecer recomendaciones y proporcionar datos dosimétricos fiables para estudios clínico-epidemiológicos sobre los efectos de la radiación médica.
2. Evaluar y comprender los efectos de las exposiciones médicas, en particular estudiar los efectos cardiovasculares de las dosis bajas y moderadas de radiación en el tratamiento del cáncer de mama mediante técnicas de oncología radioterápica (RT) y los efectos a largo plazo de las dosis bajas de tomografía computarizada (TC) en niños.





3. Establecer unas recomendaciones para mejorar la protección radiológica de los pacientes y los trabajadores sanitarios basadas en los resultados científicos del proyecto y consensuadas con las plataformas científicas del ámbito de la protección radiológica, los organismos reguladores y un conjunto de organizaciones de partes interesadas (Stakeholders).

Los principales resultados del proyecto se han publicado en la literatura científica y las conclusiones han permitido establecer un conjunto de recomendaciones que se han publicado en la página web del proyecto y difundido entre las partes interesadas.

Entre otros logros, el consorcio desarrolló y validó un modelo de predicción para evaluar el riesgo de eventos coronarios agudos en pacientes individuales con cáncer de mama después de un tratamiento de oncología radioterápica. También identificaron imágenes cardíacas y biomarcadores circulantes que facilitan la detección y seguimiento de los cambios cardiovasculares inducidos por la radiación después del tratamiento.

El proyecto ha permitido la creación de la primera red europea de imágenes para la cuantificación de la dosimetría en los tratamientos de cáncer de tiroides con yodo. Esta red se utilizó para calcular las dosis de radiación en tejidos diana y órganos sanos para evaluar los efectos de las bajas dosis de radiación y planificar estudios epidemiológicos a gran escala. También se desarrolló un modelo bio-cinético para el tratamiento personalizado.

En relación a la tomografía computarizada (TC), los procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia y los sistemas híbridos, se desarrollaron metodologías novedosas para facilitar la reducción de la dosis de radiación en pacientes y personal, manteniendo una buena calidad de imagen y asegurando una información diagnóstica adecuada. También se ha evaluado la eficacia de los distintos sistemas de protección individual de los trabajadores durante los procedimientos intervencionistas, focalizando principalmente en la reducción de la dosis en cristalino y en cerebro.

A partir del seguimiento de más de 360,000 pacientes pediátricos, se ha actualizado la estimación del riesgo de cáncer en jóvenes que han estado expuestos a diversas exploraciones de TC. En particular, se ha puesto de manifiesto una relación dosis-respuesta estadísticamente significativa para los tumores cerebrales malignos.

Finalmente cabe destacar la creación de un repositorio centralizado de imágenes y datos dosimétricos, MEDIRAD IRDBB, que puede gestionar imágenes radiológicas e informes estructurados de dosis en formato DICOM y no DICOM, todos accesibles a través de interfases de programación de aplicaciones (API).

En esta ponencia, proporcionaremos una visión general de la organización y los objetivos del proyecto, presentaremos algunos de los logros científicos relevantes y concluiremos con las recomendaciones finales.

# SIMPOSIOS

## DIVIDE Y VENCERÁS: RADIOTERAPIA CON FRACCIONAMIENTO ESPACIAL

Prezado Alonso, Y.

La radioterapia fraccionada espacialmente (SFRT) desafía algunos de los dogmas clásicos de la radioterapia convencional al utilizar una modulación espacial de dosis heterogénea (1). Tanto en ensayos clínicos como en experimentos con animales pequeños, se observó un aumento significativo de las tolerancias de dosis en el tejido normal (1). La eficacia del control tumoral se mantiene o incluso aumenta en algunas configuraciones en comparación con la radioterapia convencional (1).

En esta presentación se ofrecerá una visión general de la SFRT. A pesar de que los primeros tratamientos se remontan a principios del siglo XX, la SFRT sigue siendo poco empleada en comparación con la RT convencional, que se basa en campos de irradiación lateralmente homogéneos. Sin embargo, décadas de datos clínicos y preclínicos han demostrado que la SFRT tiene un enorme potencial para convertirse en un tratamiento con un índice terapéutico extremadamente alto. En la actualidad existe un renovado interés por la SFRT en todo el mundo, y se prevén varios ensayos clínicos adicionales en un futuro próximo. En esta presentación se describirán los conceptos fundamentales del fraccionamiento espacial y se presentarán las diferentes formas de SFRT (GRID, Lattice, micro y minibeam RT). También se discutirán los distintos aspectos radiobiológicos y dosimétricos. Se describirá la reciente exploración de las sinergias entre las ventajas de la SFRT y los beneficios de las partículas cargadas y se presentarán los principales resultados (1). Su exploración ofrece todo un nuevo horizonte tanto de investigación científica como de posible práctica clínica futura.

### Referencias



<sup>1</sup> (1) Y. PREZDO. Divide and conquer : Spatially fractionated radiation therapy. Experts Review in Molecular Medicine 2022

## ALGORITMOS AVANZADOS

Jurado Bruggeman, D.

*Instituto Catalán de Oncología. Girona*

Los algoritmos avanzados de cálculo de dosis absorbida en radioterapia externa (p.e. Acuros XB (AXB) o Monte Carlo (MC)), basados en la solución de la ecuación de Boltzmann, han demostrado alcanzar un nivel de exactitud superior al de los algoritmos de convolución/superposición (CS) hasta ahora utilizados. Las diferencias son especialmente notables en técnicas y localizaciones exigentes para los algoritmos, especialmente en presencia de heterogeneidades o uso de campos pequeños. La adopción de estos algoritmos en la práctica clínica requiere un estudio detallado de las diferencias en el cálculo de dosis respecto a los algoritmos precedentes. Estas diferencias pueden ser debidas tanto a la modelización del transporte de radiación en el paciente como a la deposición de dosis, que puede expresarse como dosis-medio en medio ( $D_{m,m}$ ), dosis-agua en medio ( $D_{w,m}$ ) o dosis-agua en agua ( $D_{w,w}$ ). Habitualmente, los algoritmos avanzados reportan  $D_{m,m}$  y  $D_{w,m}$ , mientras que los de generaciones anteriores suelen reportar  $D_{w,w}$  o  $D_{m,m}$  en algunas implementaciones.

Las diferencias más notables se encuentran materiales de Z elevada como el hueso, pudiendo superar el 10% entre  $D_{m,m}$  y  $D_{w,m}$ , situándose  $D_{w,w}$  en una situación intermedia.

En última instancia, el algoritmo y la magnitud de dosis más adecuados serán los que mejor predigan los resultados clínicos. En este sentido, existen diferencias clínicamente significativas en tejidos óseos. La evidencia clínica de que se dispone está basada sobre todo en algoritmos de CS reportando  $D_{w,w}$ . Es fundamental caracterizar los resultados clínicos en función de los parámetros dosis-volumen para los algoritmos avanzados con el fin de mejorar la planificación del tratamiento, especialmente en cuanto a aparición de toxicidades como la osteoradionecrosis.

Desde un punto de vista técnico, la adopción de los algoritmos avanzados introduce cambios en el proceso de planificación dosimétrica. La dependencia de sus valores de dosis (tanto  $D_{m,m}$  como  $D_{w,m}$ ) con el medio implica que una irradiación uniforme no tiene por qué dar lugar a una distribución de dosis homogénea, como sí sucede para  $D_{w,w}$ . Esto conlleva nuevas consideraciones tanto en la optimización del plan como en su evaluación. Intentar obtener distribuciones de dosis homogéneas en presencia de diferentes medios puede implicar la introducción de compensaciones locales en la fluencia que implican un tratamiento diferente del paciente y, además, pueden degradar la robustez. Por otro lado, si no se introducen, la distribución de dosis resultante puede ser inhomogénea y, por tanto, difícil de evaluar con los parámetros habituales.

Existen varias estrategias a considerar en estos casos.

La adopción de algoritmos avanzados en la práctica clínica es un deber teniendo en cuenta su mayor exactitud. Sin embargo, es fundamental evaluar los aspectos presentados en este trabajo para una implementación segura.

## DOSEOMICS Y LA IMPORTANCIA DE CORRELACIONAR LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS CON LA TOXICIDAD

Placidi, L.

Dosiomics has emerged as an extension of radiomics: it involves extracting features from the patient's three-dimensional (3D) radiotherapy dose distribution, rather than from conventional medical images, to obtain spatial and statistical information. It also allows the dose distribution in specific regions of interest (ROIs) to be parameterised using intensity, texture and shape-based features. This supports the description of dose distribution at a high level of complexity, different from that obtained from dose volume histograms (DVHs).

In order to incorporate dosiomics into clinical practice, a broad consensus on its use as a novel metric for 3D dose distributions should first be achieved. Then, the stability, reproducibility and sensitivity of dosiomics features to different parameter variations should be evaluated to support mono- and multi-centre studies and allow the inclusion of dosiomics features in predictive models to better understand and improve tumour control and organs at risk (OARs) toxicity during radiotherapy treatment.

In order to define plan quality, improve treatment planning optimisation and evaluation, further steps should be taken: understanding and then identifying those dosimetric features that could describe the 3D dose distribution better than DVHs. Once this further step is achieved, several interesting applications could be implemented in clinical practice. The ability to assess plan quality with





the granularity of dosimetric features could support a different approach to treatment planning optimisation. This possibility could also be very attractive in the context of online adaptive radiotherapy and not only in offline treatment planning optimisation. During plan adaptation, reference values of dosimetric features can support the optimisation process to keep the dose distribution as desired. Obviously, the use of dosimetric as a new metric to evaluate dose distribution could further standardise 3D dose distributions, especially if dosimetric-based prediction models will eventually highlight correlations with clinical outcome.

Dosimetric features could potentially improve the predictive performance of the NTCP model, in addition to or instead of the more common DVH parameters. It is clear how promising the use of dosimetric features can be in creating new prediction models or improving existing ones that already use, for example, radiomic features. Several studies have already been published: most of them use dosimetrics to improve tumour control and toxicity.

The state of the art of dosimetrics will then be described and discussed, highlighting its interesting clinical applications.

---

## EL PAPEL DEL RADIOFÍSICO EN EL PROCESO DE OPTIMIZACIÓN DE LA IMAGEN CLÍNICA

Rosales, P.

*Hospital Universitario Basurto*

La especialidad de Radiofísica Hospitalaria fue formalizada en el año 1997, manteniendo en aquel entonces una relación con la figura de los Servicios de Protección Radiológica, la cual ya fue sancionada legalmente en algunos aspectos en aquel momento. Desde entonces, impulsada tanto por la propia evolución de la realidad asistencial como por la legislación europea, la figura del radiofísico ha evolucionado desde la de un colaborador y asesor necesario en el proceso radiológico en el área diagnóstica a formar parte integrante del mismo en algunos ámbitos.

Esta evolución, que sigue con la nueva legislación que traspone la Directiva 2013/59, y que es desigual en distintos ámbitos radiológicos y en distintos Centros hospitalarios, ha de ser desarrollada en un futuro próximo también en el ámbito de la optimización de la imagen clínica.

---

## DOSIS EN LA PIEL DEL PACIENTE EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS

Rosales, P.

*Hospital Universitario Basurto*

Los procedimientos intervencionistas, aun realizados de forma óptima, pueden dar lugar a dosis altas en piel y, como consecuencia de ello, a la aparición de efectos deterministas en la misma. La formación del personal, la optimización de la configuración de los equipos y el análisis de las dosis impartidas en los procedimientos contribuyen de forma preventiva a la disminución de estas dosis; posteriormente, la identificación de las lesiones como producto de la radiación ayudan a la minimización de sus consecuencias al recibir un adecuado tratamiento. El establecimiento de una colaboración sistemática por parte de los Servicios de Radiofísica y Protección Radiológica con los Servicios que llevan a cabo procedimientos intervencionistas puede aportar soluciones accesibles a la hora de planificar y llevar a cabo procedimientos repetidos sobre áreas de piel ya expuestas de modo importante con anterioridad; se presenta una muestra de ello.

---

## DOSIS EN LA PIEL DEL PACIENTE EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS

Dabin, J.

*SCKCEN (Belgian Nuclear Research Center)*

One of the main radiation protection issues during interventional procedures is the risk of high doses to the patient skin, potentially leading to severe tissue reaction in case of protracted or repeated procedures. The dose to the patient skin is challenging to measure but various software products are available to the medical physicists to calculate and map the skin dose. However, these skin dose mapping (SDM) software products might have very different capabilities and no commonly accepted protocol currently exists



to benchmark them. Recent technological innovations could help the SDM software products to be more accurate and patient-specific; however, these are still subjects of research and are far from being available in daily routine.

A brief overview of SDM software products, their calculation algorithm and limitations will be presented, followed by results on their accuracy and performance. Some thoughts on the possible use and quality control of such software will be discussed. Finally, perspectives on the – possible – future of SDM software will be given.

---

## NUEVO PROTOCOLO DOSIMÉTRICO PARA MAMOGRAFÍA AAPM-EFOMP

Sechopoulos, I.

*Radboud University Medical Center*

Los métodos para estimar la dosimetría relacionada a la mamografía fueron desarrollados hace más de 30 años, y desde entonces estos métodos se han utilizado para evaluar y comparar la dosis en mamografía analógica y digital. La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) y la Federación Europea de Organizaciones para Física Médica (EFOMP) han desarrollado un nuevo modelo y protocolo para la estimación de la dosis glandular media para mamografía, tomosíntesis, y sus variantes con contraste. En esta ponencia se presentará este nuevo modelo, los cambios en las mediciones requeridas para este modelo, el nuevo modelo mamario para una mejor representación de la población de cribado y el nuevo software que acompaña este nuevo modelo.

---

## EL PAPEL DEL RADIOFÍSICO EN EL PROCESO DE LA OPTIMIZACIÓN DE LA IMAGEN CLÍNICA

Merino Gestoso, J. Á. (1)

*Hospital Universitario de Toledo*

### Introducción y objetivos

El proceso de optimización de la dosis de radiación impartida en las diferentes técnicas de imagen, conservando una calidad de imagen diagnóstica suficiente, siempre ha sido una de las áreas de competencia de la especialidad de radiofísica pero que, sin embargo, y por diversas razones, en muchos servicios no termina de llevarse a cabo. El objetivo de esta exposición es tratar de conocer, sobre todo en base a la experiencia propia, las dificultades que se encuentra un radiofísico en el proceso de optimización de procedimientos en el caso particular de la tomografía computarizada (TC).

### Desarrollo

El proceso de optimización de la imagen clínica es un proceso que, debido a la abundante literatura y recomendaciones que existen, a priori podría resultar sencillo, ya que la parte técnica del mismo, es decir, la modificación de técnicas con la posterior validación o no del radiólogo responsable es algo que dentro de la comunidad se tiene bastante claro. La realidad es que, el proceso de optimización de procedimientos, implica una colaboración muy estrecha, durante un tiempo, con personal de diferentes categorías del servicio de radiodiagnóstico, en la que debe existir un compromiso y una dedicación que, aunque a menudo parece estar presente al principio, descubrimos que es más endeble de lo que creemos.

Para que el proceso sea satisfactorio, tiene que haber un compromiso de colaboración claro y real del servicio de radiodiagnóstico, con reuniones periódicas incluidas, y una disposición clara de los diferentes facultativos implicados para llevar a cabo el trabajo. Se debe colaborar de manera muy estrecha con los técnicos de diagnóstico por la imagen que desarrollan habitualmente su labor en el TC, ya que son los que mejor conocen su funcionamiento. Finalmente se debe dedicar dentro del propio servicio de radiofísica los suficientes recursos humanos para cumplir los objetivos marcados previamente, algo que a veces puede resultar el principal problema.

---

## AVANCES Y MEJORAS POSIBLES EN BT GINECOLÓGICA DONDE NO EXISTE AVANCE TECNOLÓGICO

González Pérez, V.



*Fundación Instituto Valenciano de Oncología*

Las secuencias de resonancia magnética utilizadas para la adquisición de imágenes en la braquiterapia ginecológica de cérvix tienen implicaciones en la incertidumbre asociada al contorno del CTV y en la reconstrucción de los aplicadores.

En esta ponencia se analizarán las ventajas e inconvenientes de las distintas alternativas para la adquisición de imágenes (2D: axial, sagital, paraaxial, parasagital, paracoronal y 3D), así como las posibilidades que ofrece la fusión con la TAC en la reconstrucción de las agujas intersticiales.

Asimismo, se evalúa la incertidumbre de la reconstrucción de los aplicadores mediante el uso de las librerías de aplicadores y mediante marcadores de resonancia magnética, remarcándose la necesidad de un correcto comisionado de los aplicadores y de estas librerías.

Las diferencias de utilizar estas distintas técnicas en el resultado final del implante son sutiles, sin embargo, es importante seleccionarlas de acuerdo al equipamiento disponible en la institución a la hora de lograr una técnica óptima para la braquiterapia ginecológica de cérvix.

---

## OPTIMIZACIÓN DE DOSIS EN MN

**Carrasco Vela, N.**

*Hospital Clínico de Valencia*

Debido a la especificidad natural del yodo por las tiroides, la terapia con yodo fue la primera en emplearse desde los años 40 del siglo pasado. Este es, sin lugar a dudas, el tratamiento de medicina nuclear más extendido. En los últimos años el abanico de posibles isótopos y fármacos con los que combinarlos ha crecido considerablemente. Este "boom" ha llevado a la comunidad científica a preocuparse por la optimización de la dosimetría de estos tratamientos.

La mayoría de las aplicaciones de los radiofármacos en medicina nuclear están orientadas a la obtención de información diagnóstica. En ellas se prioriza utilizar solo la dosis necesaria y suficiente para obtener la información clínica que se precisa (criterio ALARA). Por el contrario, al igual que ocurre en radioterapia externa o braquiterapia, cuando los radiofármacos se emplean con fines terapéuticos la optimización implica aumentar la dosis en las lesiones manteniendo, en la medida de lo posible, los tejidos sanos por debajo de sus límites.

La dificultad de las dosimetrías en medicina nuclear terapéutica radica en el hecho de que los radiofármacos administrados son fuentes no encapsuladas que se distribuyen e interaccionan metabólicamente en el cuerpo del paciente de acuerdo con una farmacocinética diferente para cada paciente y desconocida a priori.

Esta variabilidad hace que sea difícil calcular de forma precisa la dosis y es la principal razón por la que las prescripciones se realizan mayoritariamente en base a la ficha técnica de cada radiofármaco a pesar de que esperamos que la eficacia y la toxicidad de un tratamiento estén directamente relacionadas con la dosis absorbida. Además, la directiva EURATOM 2013/59, en proceso de transposición al nuevo real decreto sobre criterios de calidad en medicina nuclear, recomienda establecer procedimientos adecuados con el fin de realizar la dosimetría interna personalizada en tratamientos de terapia metabólica.

Para realizar tratamientos personalizados, y por ende optimizados, se necesita planificarlos y verificarlos. La planificación consiste en estimar la actividad óptima a administrar mientras que en la verificación se calcula la dosis real al blanco y a los órganos de riesgo. Salvando algunos problemas prácticos, la dosimetría paciente específica es factible a partir de medidas de tasa de dosis o imágenes de la distribución del radiofármaco o producto sanitario. Ahora bien, conlleva un aumento de la carga de trabajo, la implantación de nuevos protocolos, el desarrollo o la adquisición de nuevas herramientas y mayor incomodidad para el paciente. Por todo ello, sería conveniente que la personalización de la dosis, más allá de ser una obligación legal, estuviese justificada clínicamente mostrando su superioridad con respecto a la prescripción en base a actividad.

---

## NUEVA METODOLOGÍA PARA EL MODELADO DEL MLC EN SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

**Hernández Masgrau, V. (1); Saez Beltran, J. (2)**

*(1) Hospital Universitario San Juan de Reus, (2) Hospital Clínico de Barcelona*



Un adecuado modelado del colimador multiláminas (MLC) en los sistemas de planificación es esencial para la exactitud de los cálculos de planes de intensidad modulada. No obstante, los protocolos y guías internacionales no proporcionan un procedimiento estandarizado para el proceso de configuración del modelo de MLC, existiendo una gran variabilidad en los métodos usados. Esto resulta en una gran variabilidad en los parámetros de MLC usados en la práctica clínica, así como en importantes incertidumbres en los cálculos de los tratamientos con planes de IMRT/VMAT.

En esta sesión presentaremos una metodología basada en un nuevo formalismo que permite estandarizar la configuración de los modelos de MLC en los sistemas de planificación. Esta metodología se basa en medidas de dosis promedio (mediante una cámara de ionización tipo Farmer) de un conjunto de pruebas de ventanas deslizantes asíncronas (asynchronous sweeping gaps). A partir de estas medidas se pueden determinar los valores de configuración del MLC en los sistemas de planificación y comprender los compromisos necesarios entre los diferentes parámetros de un determinado modelo de MLC. Esta metodología ha sido recomendada recientemente por la AAPM (Medical Physics Practice Guidelines 5.b) y la NCS (NCS 39).

También expondremos como el método propuesto se puede utilizar para guiar la mejora del modelado del MLC en los sistemas de planificación. Presentaremos ejemplos de aplicaciones con distintos modelos de MLC de Varian (Millennium 120, HD120, Halcyon) y Elekta (Agility, MLCi2), así como con distintos sistemas de planificación (Eclipse, RayStation, Monaco, Pinnacle) y comparaciones entre ellos.

La presentación se basará en las siguientes publicaciones:

- Commissioning of the tongue-and-groove modelling in treatment planning systems: from static fields to VMAT treatments. *Phys Med Biol.* 2017; 62(16):6688-6707.
- A new method for modelling the tongue-and-groove in treatment planning systems. *Phys Med Biol.* 2018; 63(24):245005.
- On the need for tuning the dosimetric leaf gap for stereotactic treatment plans in the Eclipse treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys.* 2019; 20(7):68-77.
- A novel procedure for determining the optimal MLC configuration parameters in treatment planning systems based on measurements with a Farmer chamber. *Phys Med Biol.* 2020; 65(15):155006.
- Dosimetric leaf gap and leaf trailing effect in a double-stacked multileaf collimator. *Med Phys.* 2021; 48(7):3413-3424.
- Investigation on the impact of the leaf trailing effect using the Halcyon integrated platform system. *Med Phys.* 2022; 49(9):6161-6170.
- Challenges in modeling the Agility multileaf collimator in treatment planning systems and current needs for improvement. *Med Phys.* 2022; 49(12):7404-7416.
- Universal evaluation of MLC models in treatment planning systems based on a common set of dynamic tests. *Radiother Oncol.* 2023. Submitted.

---

## HERRAMIENTAS Y FLUJOS DE TRABAJO PARA GESTIÓN DE INTERRUPCIÓN DE TRATAMIENTOS.

de la Vega Fernández, J. M.

*Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba*

Las interrupciones, tanto las programadas, como las no programadas, de los tratamientos de radioterapia externa suponen un perjuicio en los parámetros de calidad de los mismos. Este hecho tiene implicaciones de gestión, técnica pero también bioéticas. ¿Cuál es el papel y la responsabilidad del radiofísico hospitalario en todo este proceso? ¿Cuál son los objetivos que se pueden asumir en la gestión de las interrupciones de los tratamientos de radioterapia externa? ¿Cuál son los principales obstáculos a la hora de implementar un programa de gestión de las interrupciones? Trataremos de responder a estas preguntas de forma colectiva, en una charla abierta con los participantes y a través de mi experiencia personal después de participar en la puesta en marcha de un programa de gestión de las interrupciones en dos hospitales diferentes.

---

## ESTADO ACTUAL DE LA DOSIMETRÍA DE CRISTALINO

Pujades Claumarchirant, M. C.

*Centro Nacional de Dosimetría (CND)*



Han pasado más de 10 años desde que la Comisión Internacional de Protección Radiológica recomendara la reducción del límite de equivalente de dosis en el cristalino.

El Real Decreto 1029/2022, Reglamento sobre Protección de la Salud contra los Riesgos derivados de la Exposición a las Radiaciones Ionizantes, aprobado el 20 de diciembre de 2022, incorpora esta reducción de acuerdo a lo establecido en la Directiva 2013/59/Euratom.

Para dar cumplimiento a este fin, surge la necesidad de incorporar dosímetros específicamente diseñados a tal fin, con respuesta en términos del equivalente de dosis a 3 mm de profundidad, Hp(3).

En esta parte del simposio repasaremos los retos que ha supuesto la implantación en la práctica ocupacional del nuevo límite de dosis desde el punto de vista de los servicios de dosimetría personal externa.

---

## NUEVAS ALTERNATIVAS ENERGÉTICAS NUCLEARES: FUSIÓN (PROYECTO IFMIF-DONES) Y FISIÓN (BATERÍAS NUCLEARES Y SMALL MODULAR REACTORS)

Camp Brunes, A. (1); Ibarra Sánchez, Á. (2); Gallego Díaz, E. (3)

(1) Instituto de Técnicas Energéticas - Universidad Politécnica de Cataluña, (2) Consorcio de IFMIF-DONES, (3) Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Universidad Politécnica de Madrid.

En el contexto actual, donde el futuro energético es tema de debate, el doctor Ángel Ibarra y el catedrático Eduardo Gallego expondrán en este simposio algunas de las alternativas que se ofrecen desde la perspectiva nuclear y los retos que a nivel de protección radiológica suponen. Se presentará el estado de desarrollo de IFMIF-DONES, un proyecto que forma parte de la hoja de ruta que se ha trazado para el futuro uso de la fusión y tiene como objetivo el estudio de los materiales a utilizar en plantas de energía de fusión como DEMO. Las instalaciones, que se ubicarán en Granada, suponen todo un desafío tecnológico y permitirán investigaciones en otras áreas como la medicina. Por otro lado, en el campo de la fisión, las baterías nucleares y los small modular reactors (SMR) se postulan, en distinto rango de potencia, como fuentes energéticas alternativas cuya fabricación en serie, autonomía y durabilidad, permitirían un suministro eléctrico económicamente competitivo y fiable, para sustituir sistemas basados en combustibles fósiles o para ser emplazados en lugares de difícil acceso a la red. Actualmente ya hay diseños comerciales sobre la mesa en diferentes fases de desarrollo.

---

## USO DE MANIQUÍES ANTROPOMÓRFICOS EN TC: EL RETO DEL CONTROL DE CALIDAD CON LOS NUEVOS ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN

Hernández Girón, I.

School of Physics University College Dublin

Los equipos de tomografía computarizada han evolucionado en las últimas décadas, permitiendo una reducción de las dosis a pacientes y una mejora de la calidad de imagen. Los avances principales se han dado en reconstrucción y en desarrollo de detectores. El control de calidad de los equipos, sigue basándose en maniquíes geométricos sencillos conteniendo patrones, que no reproducen características de los pacientes como la atenuación total, morfología, textura de tejidos... Entre dichos avances en TC, destacan en cuanto reconstrucción, los algoritmos iterativos y los basados en redes neuronales e inteligencia artificial (IA). Estos últimos además suelen ser entrenados exclusivamente con imágenes de pacientes. Cada fabricante de TC desarrolla sus métodos propios de reconstrucción y solo una superficial descripción de los mismos es de dominio público. La proporcionalidad entre dosis y ruido en las imágenes no se mantiene con ellos, y además los cambios en la textura de los tejidos y del ruido que producen, influyen en gran medida a la calidad diagnóstica de las imágenes. Se precisa incorporar objetos de prueba antropomórficos para poder evaluar estos métodos de manera adecuada. Existen maniquíes antropomórficos comerciales, pero su uso en el control de calidad no está extendido. Aquellos que son más realistas suelen tener un alto coste y su uso no está extendido. Como alternativa, la impresión 3D es un método de fabricación de maniquíes antropomórficos diseñados a medida para evaluar ciertos aspectos de calidad de imagen médica. Es un campo emergente con aplicaciones en distintas modalidades de imagen, que presenta retos como la disponibilidad y trazabilidad de materiales que reproduzcan la atenuación de los distintos tejidos en el paciente. Se dará una visión global de las técnicas de impresión y materiales disponibles para maniquíes antropomórficos de TC. En cuanto a adquisición y detectores, los avances principales son la expansión del TC espectral y los detectores de conteo de fotones y de



ultra alta resolución. Las métricas y maniqués usados en la actualidad presentan claras limitaciones para poder evaluar estos avances de manera adecuada. Por ejemplo, no suelen contener estructuras lo bastante pequeñas como para medir la resolución de que son capaces estos equipos. En este simposio se cubrirán las limitaciones de los métodos usados en el control de calidad de TC (maniqués y métricas) y la extensión de dichos métodos hacia un control de calidad adaptado a los avances de los equipos actuales y más cercano a la calidad de imagen clínica con los pacientes (maniqués antropomórficos, impresión 3d y métricas de calidad de imagen basadas en tareas clínicas).

---

## EL PAPEL DEL RADIOFÍSICO EN EL PROCESO DE OPTIMIZACIÓN DE LA IMAGEN CLÍNICA

Rosales, P. (1); Gainza Jauregui, E. I. (2); Merino Gestoso, J. Á. (3)

(1) Hospital Universitario Basurto, (2) Hospital Universitario Cruces, (3) Hospital Universitario de Toledo

La especialidad de Radiofísica Hospitalaria fue formalizada en el año 1997, manteniendo en aquel entonces una relación con la figura de los Servicios de Protección Radiológica, la cual ya fue sancionada legalmente en algunos aspectos en dicho momento. Desde entonces, impulsada tanto por la propia evolución de la realidad asistencial como por la legislación europea, la figura del radiofísico ha evolucionado desde la de un colaborador y asesor necesario en el proceso radiológico en el área diagnóstica a formar parte integrante del mismo en algunos ámbitos. Esta evolución sigue con la nueva legislación que traspone la Directiva 2013/59

A lo largo de estos años, el radiofísico se ha ido incorporando paulatinamente a los distintos ámbitos radiológicos, si bien de forma desigual en los mismos y en los distintos Centros y Áreas Hospitalarias; así, por ejemplo, la optimización de la dosis ha sido una de las tareas de actuación más intensas para los radiofísicos, impulsada por la progresiva implantación de los sistemas de recogida y explotación de dosis en los diferentes Sistemas Sanitarios.

Cabe recordar en este punto que la optimización de la dosis va ligada de forma indisoluble a la optimización de la imagen clínica, de tal modo que no es aconsejable (ni posible en un modo estricto) abarcar la una de forma independiente a la otra.

Por otro lado, esta integración paulatina del radiofísico en el proceso radiológico está suponiendo un cambio de paradigma en el papel de aquél y en el mismo proceso radiológico, que va a afectar también a los profesionales tradicionales de este último (radiólogos, técnicos, etc...)

En el Simposio los ponentes comentarán tanto su experiencia hasta el momento en lo referente al papel del radiofísico en el proceso de optimización de la imagen clínica y, en general, en la optimización del proceso radiológico (p.e. en los ámbitos del intervencionismo y de la tomografía computerizada), como su visión del papel que el radiofísico debería jugar en un futuro próximo en conjunción con el resto de profesionales sanitarios, con el fin de ofrecer una atención de calidad a los pacientes.

---

## EXPERIENCIA DE ACPRO EN LAS PRUEBAS DE ACEPTACIÓN DE EQUIPOS DE DIAGNÓSTICO

Medina Campos, R.

Entre las tareas que debe llevar a cabo ACPRO durante las pruebas de aceptación de un equipo de diagnóstico por la imagen destaca la verificación del cumplimiento de las especificaciones técnicas establecidas en el acuerdo de compra entre el suministrador y el cliente. En la mayoría de los casos, ACPRO no participa en el establecimiento de las especificaciones de compra ni tiene acceso a las mismas, por lo que nuestro papel en las pruebas de aceptación se acaba convirtiendo meramente en la verificación de la realización y de los resultados de las pruebas efectuadas por parte de la empresa suministradora (EVAT), además de enlazar con las pruebas de estado con las que obtenemos los valores iniciales de referencia, con vistas a las futuras pruebas de constancia.

Las pruebas de aceptación de los equipos han evolucionado a lo largo del tiempo influenciadas por los cambios normativos y por las mejoras tecnológicas de los equipos. En algunos casos, estas pruebas no se han actualizado al mismo ritmo que los cambios normativos y tecnológicos, pero con el tiempo se han acabado implementando, sobre todo en la última década, gracias al desarrollo de documentos guía de las pruebas de aceptación realizados y publicados por el grupo de trabajo FENIN-SEFM-SEPR-SERAM y por el trabajo realizado desde las diferentes UTPRs, SPRs y EVATs.

En aquellos casos en que hemos considerado insuficiente los controles realizados en las pruebas de aceptación por la EVAT (por ejemplo: porque no se han realizado todos los controles necesarios para comprobar el correcto funcionamiento del detector) ACPRO





ha acabado realizando estas pruebas según nuestras instrucciones técnicas en presencia del suministrador, aunque no siempre ha sido posible (en ocasiones por falta de información técnica).

Aunque en los últimos años ha pasado con una menor frecuencia, sobre todo después de la publicación del Real Decreto 601/2019 y Disposición adicional primera del Real Decreto 1029/2022, en ocasiones nos hemos encontrado que el cliente nos ha avisado una vez ya se habían realizado las pruebas de aceptación por la EVAT. En este sentido, se está realizando una campaña de información a nuestros clientes en la manera de proceder para seguir la normativa vigente.

En resumen, nuestro papel en las pruebas de aceptación de los equipos de rayos X ha ido evolucionando a lo largo de todos estos años en paralelo a los cambios tecnológicos y normativos. También han ayudado a mejorar las pruebas de aceptación las actuaciones realizadas por el grupo de trabajo de las sociedades implicadas. Desde nuestro punto de vista, debido a la desconexión en la estructura organizativa que tiene la UTPR dentro del cliente, las EVATs tienen un papel importantísimo al requerir nuestra presencia en las pruebas que realizará tras la instalación de sus equipos y así lo hemos ido contrastando en los últimos años.

---

## EQUIPOS HÍBRIDOS PET/RM

Torrado Carvajal, Á. (1); Reynes Llompert, G. (2)

(1) Universidad Rey Juan Carlos, (2) Instituto Catalán de Oncología (ICO)

Los equipos híbridos PET/RM ofrecen imágenes tanto anatómicas (con alto contraste de los tejidos blandos) como metabólicas (altamente sensible de la enfermedad) de manera simultánea, lo que ayuda a los facultativos a identificar mejor las zonas afectadas por la enfermedad, así como la posibilidad de obtener una caracterización multiparamétrica que ayudaría a comprender mejor la enfermedad, ayudando a predecir mejor el resultado del paciente. Sin embargo, han sido diversos los retos que han impedido el rápido desarrollo y despliegue de este tipo de equipos.

En esta sesión realizaremos un viaje por la realidad de los equipos híbridos PET/RM, desgranando diferentes aspectos que incluirán tanto aspectos técnicos y metodológicos (física, electrónica y procesamiento) asociados a su desarrollo, como aspectos relacionados con su instalación y puesta en marcha en un centro clínico. A continuación, describiremos las diferentes aplicaciones y el potencial en investigación y clínica de estos equipos. Finalmente, discutiremos de forma conjunta los aspectos anteriormente mencionados.

# PONENCIAS

---

## NUEVAS MODALIDADES DE IMAGEN: TENSOR DE DIFUSIÓN RM, ELASTOGRAFÍA US O RM, CONTRASTE DE FASE, ULTRA-LOW-DOSE CT, PERFUSIÓN CON TC O RM, ESPECTROSCOPÍA PROTONES, ETC.

García Pinto, D.

Departamento Radiología, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid

En este curso de actualización mostraremos los últimos avances en nuevas modalidades de imagen que están empezando a estar cada vez más disponibles en hospitales y centros de investigación. En concreto, se hablará de nuevas técnicas tanto no ionizantes: Resonancia magnética (tensor de difusión, elastografía, perfusión, espectroscopía) y Ultrasonidos (tomografía y fotoacústica) como ionizantes: Contraste de fase (interferométricas, speckle) y CT (Ultra baja dosis, perfusión). En muchos casos, la obtención por parte de algunos de estos equipos del marcado CE y/o aprobación por parte de la FDA en EEUU, está suponiendo un importante impulso en estos campos. En cada caso se mostrarán sus fundamentos físicos, ventajas e inconvenientes, sus posibles aplicaciones, así como el estado actual del arte.



## ENERGÍA DE FUSIÓN NUCLEAR: ESTADO ACTUAL Y PERSPECTIVAS

Hidalgo Vera, C.

Desde que se descubrieron los procesos físicos que conducen a la producción de energía en nuestro sol y las estrellas en el primer tercio del siglo XX, ha habido un esfuerzo sostenido para hacer uso de la energía de fusión nuclear para la humanidad. Las ventajas de dominar los procesos de fusión como fuente de energía son tremendas: amplia disponibilidad

de combustibles de fusión, energía masiva, ausencia de producción de gases de efecto invernadero y de residuos radiactivos de larga duración. La consecución práctica de la energía de fusión nuclear es uno de los grandes desafíos de la humanidad del siglo XXI.

La comunidad científica internacional trabaja en distintas alternativas (confinamiento inercial y magnético) con diferente grado de desarrollo hacia la realización práctica de la energía de fusión nuclear.

En la fusión por confinamiento inercial, una pequeña capa esférica sólida que aglutina el combustible de deuterio-tritio se comprime, con radiación de láseres con alta densidad de potencia, hasta alcanzar la producción pulsada de energía de fusión. Uno de los grandes desafíos del confinamiento inercial es concentrar de manera muy simétrica la energía de los láseres sobre la diminuta bola de combustible de deuterio y el tritio para así evitar el desarrollo de inestabilidades. Los datos recientemente obtenidos en el Laboratorio NIF (EEUU) indican que este gran desafío ha sido finalmente solventado, lo cual es un gran éxito científico.

En el caso de la estrategia basada en el confinamiento magnético se requiere calentar los núcleos reaccionantes de deuterio y tritio a temperaturas unas 10 veces mayores a la del centro del Sol y aislarlos térmicamente del ambiente circundante mediante un intenso campo magnético, del orden de unas 100.000 veces el campo magnético terrestre. Recientemente la comunidad de fusión magnética ha alcanzado un nuevo record de energía de fusión nuclear en el dispositivo JET (Europa). La referencia de los esfuerzos de colaboración internacional en fusión nuclear magnética es el proyecto ITER que está siendo construido en Europa por un consorcio de miembros internacionales con el objetivo de demostrar la producción de energía de fusión con alta ganancia ( $Q = 10$ ).

Es el grado de integración de la ciencia & tecnología hacia un reactor de fusión nuclear la que marca la diferencia entre los resultados de confinamiento magnético (por ejemplo JET) y confinamiento inercial (por ejemplo NIF). El concepto de reactor por confinamiento magnético está suficientemente maduro para su extrapolación hacia una planta de energía de fusión (DEMO). El desarrollo de un concepto reactor basado en la fusión inercial no tiene en la actualidad un respaldo tecnológico suficientemente maduro para hacerlo posible.

En cualquier caso, el desarrollo de reactores de fusión nuclear precisa demostrar la autosuficiencia en la generación de tritio y validar materiales que sean resistentes a los intensos y energéticos (14 MeV) flujos de neutrones de fusión nuclear. La validación de materiales de fusión es el objetivo del proyecto IFMIF-DONES, una iniciativa del Laboratorio Nacional de Fusión – CIEMAT, que actualmente desarrolla el Consorcio IFMIF-DONES España en Granada.

En resumen, la consecución práctica de la energía de fusión nuclear, uno de los grandes desafíos y sueños de la humanidad, requiere un visión de futuro manteniendo un programa que integra la ciencia y la tecnología de la fusión nuclear.

## SEMIPLLENARIAS

### INFRAESTRUCTURA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN ESPAÑA (IPRE)

Zarzuela, J.

*Consejo de Seguridad Nuclear*

El CSN ha iniciado un proyecto de análisis de la Infraestructura de Protección Radiológica en España, con el objetivo de identificar e implantar mejoras priorizadas por su impacto en la protección radiológica de trabajadores, público y medio ambiente.

Entre las áreas en las que puede haber margen de mejora significativo se pueden citar:



1. Regulación y normativa
2. Capacidades formativas a nivel nacional
3. Infraestructura técnica
4. Entidades de soporte a la industria y al regulador
5. Procesos de autorización, supervisión y control de las actividades reguladas

El CSN ha abierto la participación en este proyecto a todo su personal, incluyendo el personal encomendado de las CC.AA.

Una vez elaborada una propuesta preliminar en el CSN, se remitirá para comentarios y aportaciones a sociedades profesionales, asociaciones y comités representativos de la industria regulada, así como a las autoridades y entidades sociales interesadas.

El documento final de análisis, junto con el consiguiente Plan de Acción, se presentará al Pleno del Consejo para su aprobación.

---

## ACTIVIDADES DE LA FRALC PROPIAS Y CONJUNTAS CON LA SEPR

Medina Gironzini, E.  
FRALC

Con la finalidad de propiciar la creación de más sociedades de protección radiológica en la región, promover el intercambio de información y cooperación, y organizar congresos latinoamericanos de protección radiológica, entre otros fines, se crea la Federación de Radioprotección de América Latina y El Caribe (FRALC) el 26 de noviembre de 1993 con ocasión del II Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear realizado en Zacatecas, México con las 4 sociedades existentes en Argentina, Brasil, México y Perú.

Desde sus inicios la FRALC ha mantenido buenas relaciones con diversos organismos nacionales e internacional destacando que gracias a la iniciativa de la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) se establecieron importantes espacios de cooperación a nivel iberoamericano desde la creación de la FRALC. Se tuvo participación de profesionales de América Latina y España en los congresos organizados por la SEPR y por la FRALC como es el caso del III Congreso Regional sobre Seguridad Radiológica y Nuclear – Congreso Regional IRPA (Cusco, Perú, 23-27 octubre 1995) donde se tuvo una importante presencia española y se realizaron importantes coordinaciones, pero fue el 6to. Congreso de la SEPR celebrado en setiembre de 1996 en Córdoba el que marcó un hito importante ya que se invitó a los presidentes de las sociedades de la FRALC a participar en diversas reuniones y visitas a instituciones españolas concluyendo con la firma del Acta de Constitución del Grupo Iberoamericano de Sociedades Científicas de Protección Radiológica (GRIAPRA) el 30 de setiembre de 1996 lo cual posibilitó la realización de actividades de interés común durante varios años.

La SEPR – FRALC firmaron acuerdo de colaboración en octubre de 2010, el cual se mantuvo vigente algunos años por lo que fue necesario renovarlo y ampliar su alcance para fortalecer la cooperación actual y extenderla a nuevas áreas de trabajo permitiendo la realización de actividades de difusión, formación y publicaciones científicas, la constitución de grupos de trabajo con intereses comunes, así como el intercambio de conocimientos y experiencias científico-técnicas con el objetivo de contribuir al desarrollo y a la promoción de la protección radiológica. Este nuevo acuerdo fue firmado en octubre de 2022.

El primer convenio del 2010 permitió que se haga la traducción al idioma español de importantes documentos técnicos, que se participe en eventos técnicos organizados en América Latina y en España, que se tenga acceso a la revista Radioprotección, entre otros temas de interés.

Hoy la FRALC está integrada por las 17 sociedades y asociaciones de 16 países: Argentina, Brasil, Bolivia, Colombia, Costa Rica, Cuba, Chile, Ecuador, Guatemala, México, Panamá, Paraguay, Perú, República Dominicana, Uruguay y Venezuela.

En el seno de la FRALC surgió el “Día de la Protección Radiológica” (15 de abril) que se viene celebrando desde el año 2006 en todos nuestros países. El 15 de abril de 1996, Dan Beninson recibió el Premio Sievert siendo el primer latinoamericano en recibir esta alta distinción internacional en el campo de la protección radiológica.

Actualmente se cuenta con un nuevo Estatuto en la FRALC así como nuevos procedimientos y reglamentos que rigen nuestra vida institucional. Estos cambios, después de 28 años, están permitiendo una mayor actividad de las sociedades/asociaciones ya que se han organizado diversas comisiones de trabajo resaltando las de FRALC Joven, Equidad de Género, Comunicaciones, Definición y Reconocimiento del Experto en Protección Radiológica y Premio Dan Beninson. Adicionalmente se ha formado un Consejo Editor latinoamericano con profesionales de alto nivel académico para apoyar la importante edición de Brazilian Journal of Radiation Sciences que desde hace unos 10 años está a cargo de la Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica y que ahora tendrá alcance regional ya que los colegas de nuestros países podrán enviar sus trabajos a la revista indexada.



Para celebrar los primeros 30 años de la FRALC se está organizando el II Simposio Internacional sobre Protección Radiológica que se realizará en la ciudad del Cusco, del 27 al 30 de noviembre de 2023, en donde también se llevará a cabo el Primer Encuentro Latinoamericano de Presidentes de sociedades/asociaciones de protección radiológica con el objetivo de definir un plan de acción a corto y mediano plazo sobre temas de interés para la región.

El convenio firmado el 2022 permitirá la realización de actividades científicas conjuntas, la elaboración y/o edición de publicaciones conjuntas y documentos científico-técnicos, traducción al idioma español de documentos técnicos y de divulgación, de interés mutuo, la constitución y participación en grupos de trabajo conjuntos, actuaciones en temas relacionados con la formación de especialistas, la promoción de la difusión de las actividades y noticias de cada parte a través de las herramientas y medios de comunicación y difusión de la otra parte, la promoción de la paridad de género en la protección radiológica con iniciativas tales como talleres, eventos y proyectos abordando la temática e impulsando la participación de mujeres y jóvenes.

Se debe destacar que los miembros de las sociedades/asociaciones de la FRALC tendrán cuotas reducidas para participar en las actividades de la SEPR y además tendrán acceso a la revista Radioprotección.

Los presidentes de la SEPR y de la FRALC se encargarán de la implementación, seguimiento y evaluación del convenio.

Las excelentes relaciones iberoamericanas se mantienen desde hace más de 25 años gracias a la predisposición, buena voluntad e iniciativa de los amigos de la SEPR para apoyar a nuestra región en múltiples actividades especialmente en aquellas donde se ha mostrado la experiencia y dominio de temas que sin mayor reparo han sido transferidas a las sociedades en el desarrollo de la protección radiológica en América Latina.

Más detalles de la FRALC, en <https://es.slideshare.net/medinao/29-aos-de-la-fralc>

---

## HERRAMIENTAS CLÍNICAS BASADAS EN INTELIGENCIA ARTIFICIAL: APLICACIONES AL DIAGNÓSTICO Y LA RADIOTERAPIA

Ambroa Rey, E. M. (1); Barragán Montero, A. M. (2); Sechopoulos, I. (3)

(1) Consorcio Sanitario de Terrassa, (2) Université catholique de Louvain, (3) Radboud University Medical Center

El interés en el aprendizaje automático o «machine learning» ha crecido enormemente en los últimos años, y poco a poco se empiezan a ver más y más herramientas clínicas basadas en esta tecnología. Todos estos avances despiertan a su vez incertidumbres e inseguridades, tanto en lo ético, como en lo legal y lo moral. La radioterapia y el radiodiagnóstico no escapan a estos nuevos desarrollos y también a estas nuevas incertidumbres. En esta sesión semiplenaria, se revisarán los pilares básicos de esta tecnología y sus posibles aplicaciones en radioterapia, desde la segmentación de órganos y tumores, hasta la planificación automática y apoyo en la decisión del tratamiento, pasando por aplicaciones de generación de imágenes. También se evaluarán varios de estos nuevos desarrollos en el campo de la inteligencia artificial, los cuales prometen una era completamente nueva en el ámbito de la radiología y diagnóstico.

Por último, para todas estas aplicaciones, se presentarán herramientas clínicas (actuales y con potencial futuro) y maneras de conseguir una implementación eficaz y segura. Para terminar se discutirá sobre los retos actuales de esta tecnología y el papel del radiofísico hospitalario en su implementación clínica.

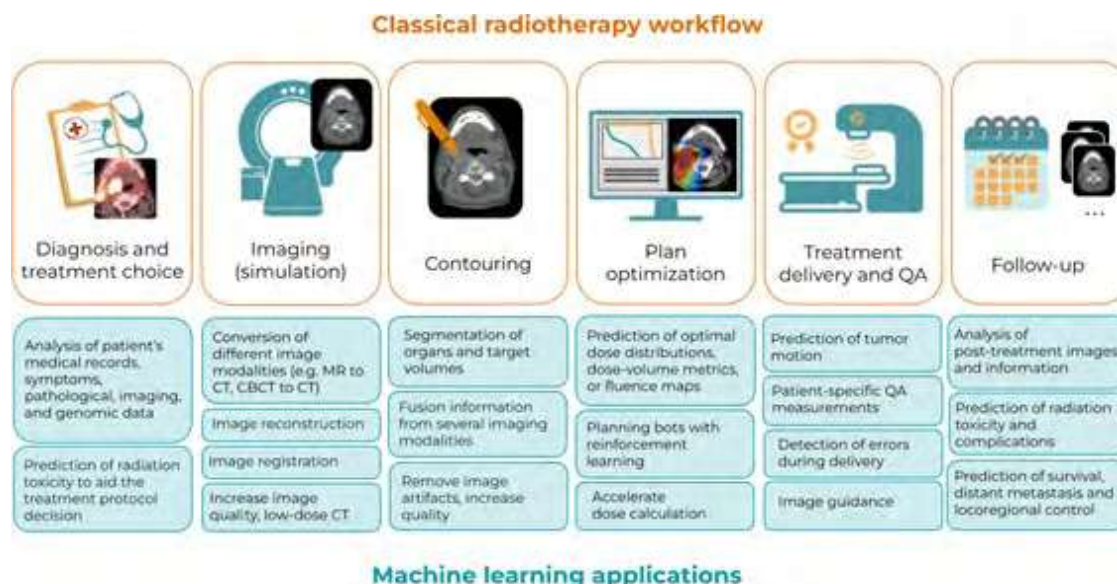


Ilustración cortesía de A. M. Barragán.

## INFRAESTRUCTURA NACIONAL EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Hernández Álvarez, A. (1); Longoria, L. (2); Macías Domínguez, M. T. (3); Zarzuela, J. (1)

(1) Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), (2) Instituto de Investigación Sanitaria del Hospital Clínico San Carlos de la Universidad Complutense, (3) Instituto Investigaciones Biomédicas «Alberto Sols»

A lo largo de esta sesión se analizará la Infraestructura de Protección Radiológica en España, para lo que se contará con la representación del regulador (Dirección de Protección Radiológica del Consejo de Seguridad Nuclear) y con la representación de los regulados o administrados (Presidencia de la Sociedad Española de Protección Radiología).

Se tendrán en cuenta diferentes aspectos, como normativa, capacidades formativas, infraestructura técnica, etc., todo ello con el objetivo de identificar e implantar mejoras priorizadas por su impacto en la protección radiológica de trabajadores, público y medio ambiente.

## DEBATE

### EL ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LAS MEDIDAS, ¿DEBEN CAMBIAR LAS PERIODICIDADES DE LOS CONTROLES DE CALIDAD?

Lliso Valverde, F. (1); García Vicente, F. (2); Pérez-Alija Fernández, J. (3)

(1) Hospital Universitario y Politécnico La Fe, (2) Hospital Universitario Ramón y Cajal, (3) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

El control estadístico de procesos (CEP) se comenzó a aplicar hace más de un siglo a los procesos de producción. Consiste en la aplicación de herramientas estadísticas para monitorizar la variación de un proceso o método productivo, detectar desviaciones y anticipar así posibles problemas de calidad. Permite diferenciar entre las variaciones debidas a causas comunes y las que se pueden asignar a una causa particular y es, por tanto, posible corregirlas.

En este debate abordaremos el papel del control estadístico de procesos (CEP) en el control de calidad de aceleradores lineales. Feliciano García Vicente y Jaime Pérez Alija intentarán responder a la pregunta de si las periodicidades de los controles de calidad deben cambiar O NO arreglo a los resultados del CEP. Además, se abordarán otros aspectos relacionados con el CEP: si se emplea de manera generalizada en las unidades y servicios de radiofísica, si los programas comerciales de análisis y registro están preparados para facilitar esta tarea, etc.



RESÚMENES

# COMUNICACIONES ORALES





## ÁREA TEMÁTICA: DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS

### CARACTERIZACIÓN RELLENO PARA IMPRESIÓN DE MANIQUÍ DE DENSIDAD VARIABLE

Montes Uruén, A. (1); Liñan Rodríguez, P. M. (1); Alejo Duque, L. (1); Torres Lopez, M. (1); Martinez Ortega, J. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro

PALABRAS CLAVE: IMPRESIÓN 3D, MANIQUÍ PERSONALIZADOS

#### INTRODUCCIÓN

En los últimos años, se ha convertido la impresión 3D en radioterapia en una herramienta cada vez más utilizada debido a su gran flexibilidad y abaratamiento de costes al permitir la creación de maniqués personalizados. El objetivo de este estudio es establecer una relación entre el porcentaje de relleno de la pieza y las Unidades Hounsfield resultantes de la impresión 3D, con el fin de poder imprimir maniqués de diferentes densidades.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó el software Ultimaker Cura 4.13 para laminar un archivo STL en forma de cilindro de 3 cm de diámetro y 3 cm de alto. Se realizaron impresiones con relleno rectilíneo aumentando su porcentaje del 10% al 100%, usando una boquilla de impresión de 0.4 mm de diámetro. Los cilindros se unieron con esparadrapo formando un triángulo, como se muestra en la FIGURA 1a. La adquisición de imágenes se realizó con un equipo TC Aquillion LB (Canon Medical Systems), con un kilovoltaje de 120 kV, 2 mm de espesor de corte y 0.8x0.8 mm de tamaño de pixel. Las imágenes DICOM obtenidas (FIGURA 1b) se importaron al sistema de planificación para radioterapia Raystation 9.0 (RaySearch Laboratories), dibujándose la ROI en el interior de cada cilindro para medir la unidad

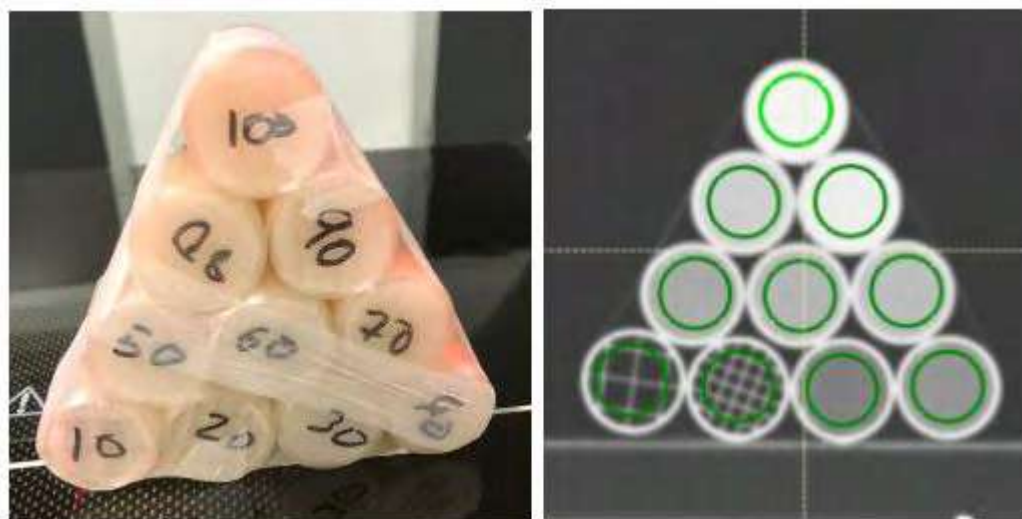


Fig 1a: Foto de maniquí unido en forma de triángulo. 1b: Imagen Realizada en el TC.

#### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 1 se presentan los valores del porcentaje de relleno del cilindro frente a las UH promedio de la ROI y su desviación estándar. Se realizó un ajuste lineal de los resultados. El valor de R2 obtenido en el ajuste es de 0.99. El valor máximo es de 124HU, correspondiente a la densidad de 1.11 g/cm<sup>3</sup> de PLA:

$$HU = 10.945 * (\% \text{Relleno}) - 941.12$$

Se observa que la desviación estándar para porcentajes de relleno del 10% y 20% es muy elevada debido a que todavía se puede ver el patrón de la cuadrícula, como se muestra en la imagen 1b.



| %Relleno | HU      | $\sigma$ HU |
|----------|---------|-------------|
| 10       | -874,79 | 152         |
| 20       | -737,91 | 166         |
| 30       | -601,03 | 26          |
| 40       | -474,66 | 12          |
| 50       | -332,28 | 13          |
| 60       | -282,65 | 24          |
| 70       | -189,57 | 25,9        |
| 80       | -75,54  | 37          |
| 90       | 52,50   | 34          |
| 100      | 124,57  | 12,8        |

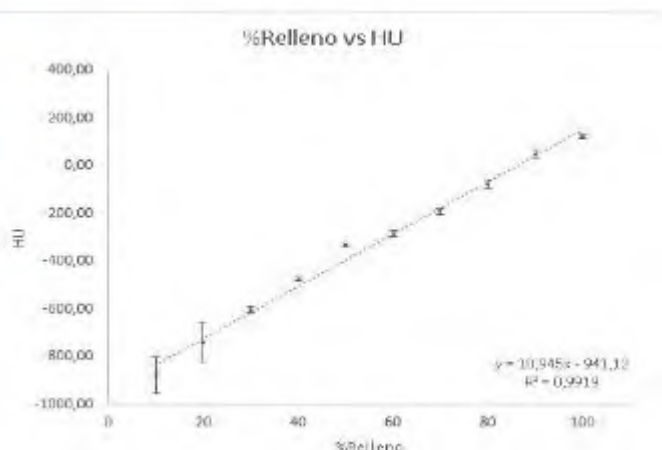


TABLA 1: Datos obtenidos de unidad Hounsfeld vs %Relleno y desviación estándar.

## CONCLUSIONES

La impresión 3D muestra una relación lineal entre el relleno y la unidad Hounsfield para PLA. Esto permite calibrar el material para simular diferentes densidades en el TC. Los valores por debajo del 30% de relleno presentan un significativo efecto de rejilla. Si se deseara simular tejidos con una mayor densidad, como el hueso, se debería utilizar otro tipo de material.

# OPTIMIZACIÓN DE LAS DOSIS RECIBIDAS POR LOS PACIENTES EN IGRT

Juan Senabre, X. J. (1); Bataller Martí, A. (1); Bea Gilabert, J. (1); Mingarro Carceller, J. (1); López Tarjuelo, J. (1); Bonaque Alandí, J. (1); Santos Serra, A. (1)

(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

PALABRAS CLAVE: IGRT, DOSIS, PACIENTES, SEGURIDAD, CONTROL DE CALIDAD, CBCT, CTDI,

## INTRODUCCIÓN

En nuestro hospital (CHPC), todos los tratamientos radioterápicos administrados en los aceleradores lineales, conllevan imágenes diarias para el control y centrado de los pacientes (IGRT). Esta rutina implica un incremento de la dosis que reciben los pacientes en sus tratamientos. Se ha hecho un estudio para reducir las dosis recibidas en IGRT, sin perder calidad.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro centro, aproximadamente el 30% de las imágenes usadas en IGRT son 2D-MV y el 70% son 3D-kV CBCT. Se adquieren diariamente y en ocasiones con repetición.

Se ha realizado una revisión de la formación de todo el personal implicado, a fin de consensuar procedimientos y conseguir una mejora continuada.

Se han incorporado nuevos protocolos de adquisición de los CBCT (XVI Elekta Synergy, Elekta Solutions AB, Estocolmo- Suecia) con la misma tensión (kV), carga (mAs) y ángulo de adquisición (°) que los que vienen de fábrica, pero con la mitad de proyecciones (frames). Estos nuevos protocolos deberían reducir teóricamente a la mitad la dosis impartida (D) y el tiempo de adquisición (r.p.m.).

Se evalúa cualitativamente si la calidad de las imágenes 3D kV-CBCT sigue siendo suficiente como para efectuar una buena IGRT.

Se realizan medidas con un maniquí CTDI (CTDI Phantom, Sun Nuclear, Florida-EEUU) y una cámara de ionización tipo lápiz (SR16-MR16, RaySafe, Billdal-Suecia), para determinar experimentalmente y de forma relativa, si las dosis impartidas por los nuevos protocolos son la mitad de los originales facilitados por el fabricante. Los protocolos estudiados son el M10 y el M20. Se efectúan dos mediciones: en el centro y en la periferia del maniquí (TABLA 1).



## RESULTADOS

La formación continua del personal ha ayudado a reducir las dosis recibidas por todos los pacientes, sobre todo en la primera fracción, ya que se filtran los errores evitables.

En la TABLA 1 se observa que las medidas experimentales confirman, de forma relativa, que las dosis medidas con los nuevos protocolos son la mitad respecto a los del fabricante, ya que el factor obtenido es próximo a 0,50.

| Central                        | Protocolo M10<br>Fabricante | Protocolo M10<br>CHPC | Protocolo M20<br>Fabricante | Protocolo M20<br>CHPC |
|--------------------------------|-----------------------------|-----------------------|-----------------------------|-----------------------|
| <b>D promedio<br/>(mGy·cm)</b> | 97.83                       | 48.31                 | 28.01                       | 13.99                 |
| <b>1 SD<br/>(mGy·cm)</b>       | 4.16                        | 1.27                  | 1.45                        | 0.44                  |
| <b>Dispers (%)</b>             | 4.25                        | 2.64                  | 5.19                        | 3.15                  |
| <b>Factor</b>                  | <b>0.49 ± 0.02</b>          |                       | <b>0.50 ± 0.03</b>          |                       |
| Periférica                     | Protocolo M10<br>Fabricante | Protocolo M10<br>CHPC | Protocolo M20<br>Fabricante | Protocolo M20<br>CHPC |
| <b>D promedio<br/>(mGy·cm)</b> | 170.67                      | 84.21                 | 42.59                       | 22.34                 |
| <b>1 SD<br/>(mGy·cm)</b>       | 5.63                        | 1.35                  | 1.84                        | 0.48                  |
| <b>Dispers (%)</b>             | 3.30                        | 1.60                  | 4.33                        | 2.16                  |
| <b>Factor</b>                  | <b>0.49 ± 0.02</b>          |                       | <b>0.52 ± 0.03</b>          |                       |

TABLA 1. Valores experimentales medidos con el maniquí CTDI y la cámara de ionización

Todo el personal implicado realiza una valoración visual y funcional de las nuevas imágenes 3D kV- CBCT. El resultado es que la calidad es suficiente para realizar satisfactoriamente los registros de imágenes 3D-3D, así como para poder identificar y analizar las estructuras (FIG. 1).

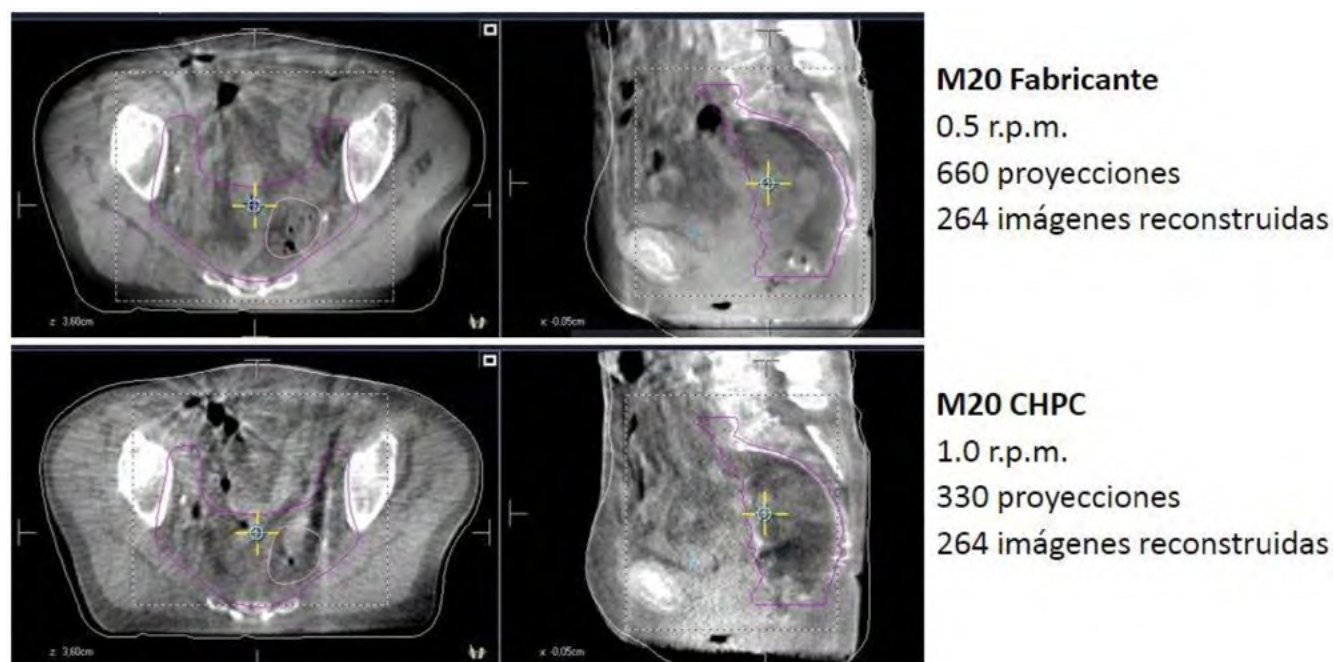


FIG. 1. Estructuras delineadas en el CT superpuestas en el CBCT diario para sendos protocolos M20 y valores de adquisición: 120 kV, 264 mAs, 360° (arco completo)

## RESULTADOS

La formación continua es importante para la mejora continua de la seguridad y calidad de los tratamientos. Esto beneficia al 100% de los pacientes tratados.

Se puede reducir a la mitad las dosis recibidas en IGRT con los nuevos protocolos de adquisición, sin perder calidad en los tratamientos. Esto beneficia aproximadamente al 70% de los pacientes. Además, se consigue disminuir a la mitad el tiempo de adquisición de los CBCT, lo cual reduce el calentamiento del tubo de kV, así como el tiempo total de cada sesión de tratamiento.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MA ET AL. AAPM'S TG-61 PROTOCOL FOR KILOVOLTAGE X-RAY BEAM DOSIMETRY. MED. PHYS. 28:6 (2001)
- <sup>2</sup> SKYKES JR ET AL. Dosimetry of CBCT: methods, doses and clinical consequences. J Phys: Conf. Ser. 44:01 (2017)
- <sup>3</sup> OLCH AJ ET AL. How low can you go? A CBCT dose reduction study. J Appl Clin Med Phys 22:2:85–89 (2021)

# CALIBRACIÓN DE PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3 EN HACES DE PROTONES IRRADIADOS MEDIANTE PENCIL BEAM SCANNING

Viñals Muñoz, A. (1); Delgado Rodríguez, J. M. (1); Fayós-Solá Capilla, R. (1); Aguilar Redondo, P. B. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (1); Pedrero de Aristizábal, D. (1); Cabello García, J. P. (1); Ramón García, C. (1); Antolín San Martín, E. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: PELÍCULA RADIOCRÓMICA, VERIFICACIÓN DE PACIENTES, PROTONTERAPIA

## INTRODUCCIÓN

La película radiocrómica es un dosímetro ampliamente utilizado para hacer dosimetría de haces modulados en fotones debido principalmente a su alta resolución espacial. Debido a esto se convierte en un candidato ideal para hacer dosimetría de haces de protones irradiados con la técnica Pencil Beam Scanning (PBS), ya que las dosimetrías pueden presentar gradientes de dosis abruptos tanto en profundidad como en el plano transversal a la propagación de los mini haces (beamlets). Sin embargo, numerosas



publicaciones [1,2,3] apuntan a que la respuesta de la película se reduce al aumentar la Transferencia Lineal de Energía (LET) del haz en lo que se denomina quenching. Es por eso que en este trabajo se plantea un método que permite tener en cuenta el efecto de LET a la hora de calibrar películas radiocrómicas.

## MATERIAL Y MÉTODO

Para tener en cuenta el efecto del quenching se ha desarrollado una calibración en dos pasos de tal manera que la dosis absorbida medida con película radiocrómica es obtenida mediante la siguiente expresión:

$$D = D_{ref}/c \cdot F(LET)$$

Siendo  $D_{ref}$  la dosis obtenida con película usando una curva de calibración obtenida mediante fotones de 6 MV en un acelerador de electrones VersaHD irradiando en condiciones de referencia sobre un maniquí plástico y  $F(LET)$  es el factor que se aplica a la curva de calibración de referencia para corregir la pérdida de señal debido al aumento de la LET.

Para obtener  $F(LET)$ , se han utilizado haces de protones con el acelerador de nuestra instalación, HITACHI Pro-BEAT CR, que cuenta con sistema PBS. Se forman haces cuadrados de 10x10cm<sup>2</sup> irradiando 1840 beamlets de la misma energía en patrón hexagonal.  $D_{ref}$  es obtenida en un maniquí de planchas de acrílico a 5 profundidades distintas correspondientes a las inmediaciones del pico de Bragg.  $F(LET)$  se calcula como el cociente entre la dosis absorbida medida con la cámara PTW Advanced-Markus y  $D_{ref}$  medida con película radiocrómica a la misma profundidad. A partir de los factores obtenidos se ha realizado un ajuste lineal siendo la variable independiente los valores de la LET promediada por la dosis obtenida a esas profundidades mediante métodos Monte Carlo.

## RESULTADOS

La figura 1 muestra los factores  $F(LET)$  obtenidos. El ajuste lineal da como resultado una función analítica que permite corregir el valor de dosis medido con película en función de la LET.

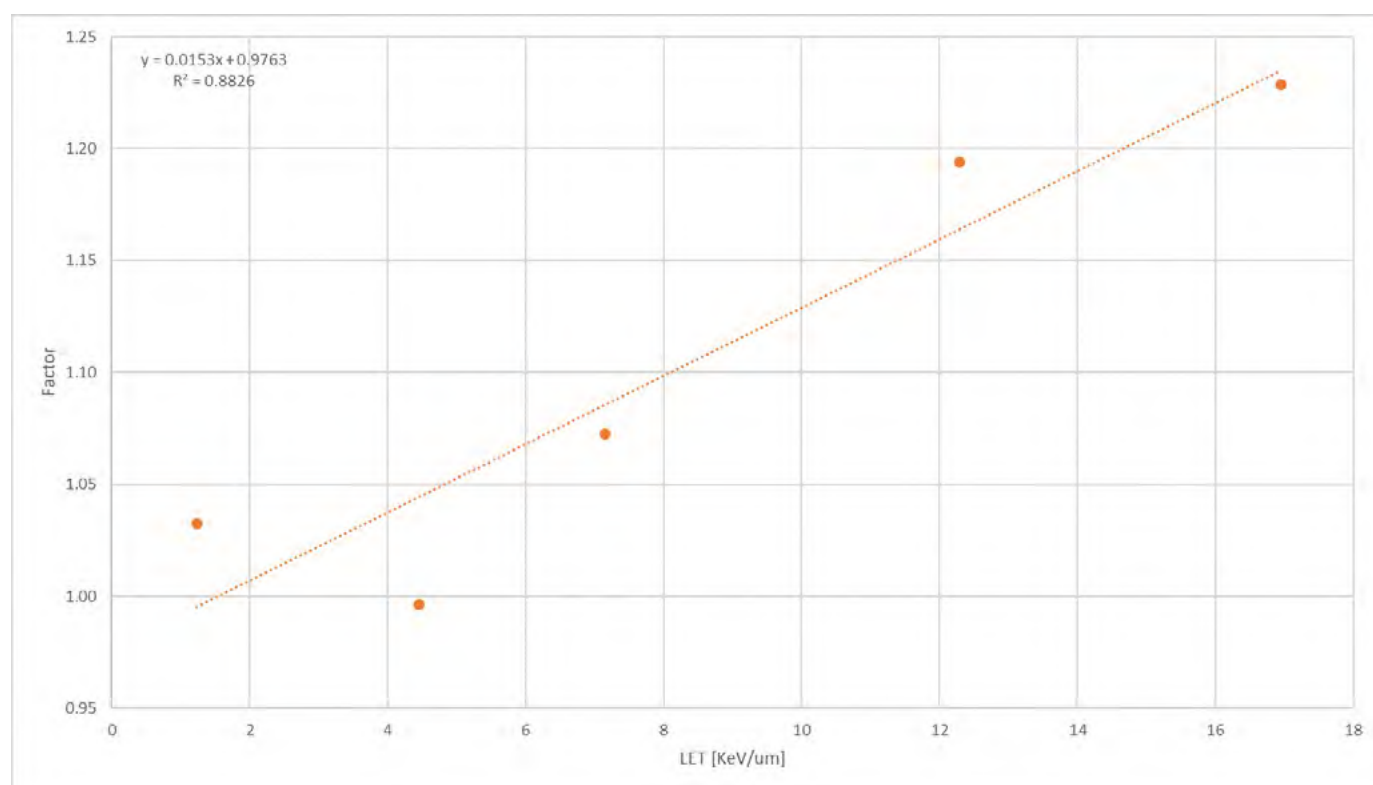


Fig.1

Esta metodología ha sido verificada corrigiendo los valores de perfiles de dosis en profundidad obtenidos mediante la superposición de picos de Bragg para crear zonas de dosis homogéneas medidos con película radiocrómica orientadas de manera paralela al eje del haz. Las dosis se comparan con cálculo Monte Carlo llevado a cabo con el planificador Ray Station v10 (RaySearch laboratories), como se muestra en la figura 2.



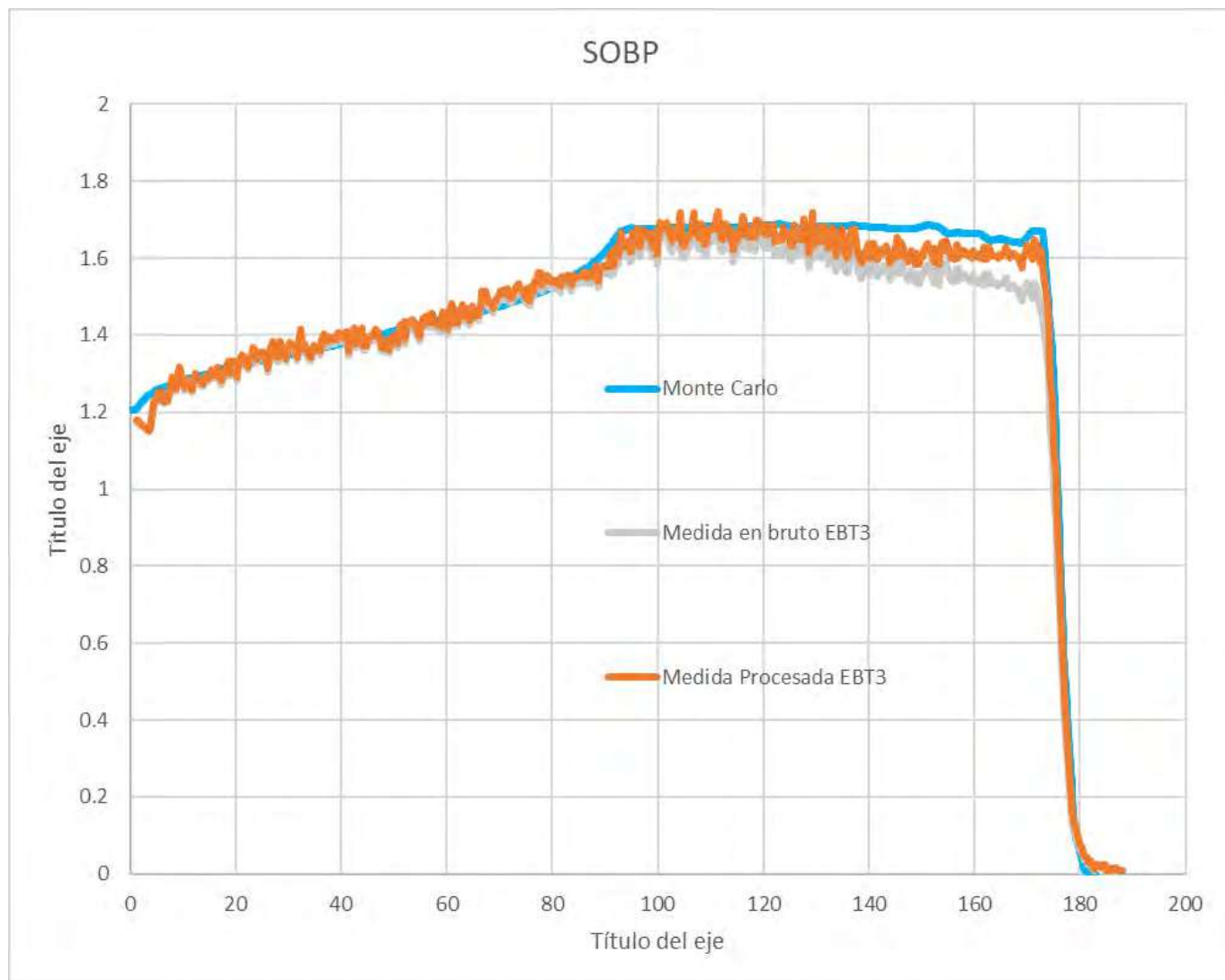


Fig.2

## CONCLUSIONES

Se presenta un método sencillo para la calibración de películas radiocrómicas en las que se tiene en cuenta el efecto del LET permitiendo la obtención de perfiles de dosis en profundidad en haces modulados.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> LEE, MOONHEE & AHN, SUNGHWAN & CHEON, WONJOONG & HAN, YOUNGYIH. (2020). LINEAR ENERGY TRANSFER DEPENDENCE CORRECTION OF SPREAD-OUT BRAGG PEAK MEASURED BY EBT3 FILM FOR DYNAMICALLY SCANNED PROTON BEAMS. PROGRESS IN MEDICAL PHYSICS. 31. 135-144. 10.14316/PMP.2020.31.4.135.
- <sup>2</sup> ZHAO L, DAS IJ. GAFCHROMIC EBT FILM DOSIMETRY IN PROTON BEAMS. PHYS MED BIOL. 2010 MAY 21;55(10):N291-301. doi: 10.1088/0031-9155/55/10/N04. EPUB 2010 APR 29. ERRATUM IN: PHYS MED BIOL. 2010 SEP 21;55(18):5617. PMID: 20427858.
- <sup>3</sup> SMITH BR, PANKUCH M, HAMMER CG, DeWERD LA, CULBERSON WS. LET RESPONSE VARIABILITY OF GAFCHROMIC TM EBT3 FILM FROM A 60 Co CALIBRATION IN CLINICAL PROTON BEAM QUALITIES. MED PHYS. 2019 JUN;46(6):2716-2728. doi: 10.1002/mp.13442. EPUB 2019 MAR 23. PMID: 30740699.





## CAMBIOS DOSIMÉTRICOS EN TRATAMIENTOS RADIOTERÁPICOS DE CABEZA Y CUELLO Y CORRELACIÓN CON LA VARIACIÓN DE LAS IMÁGENES DE TRÁNSITO

Candela-Juan, C. (1); Valduvico, I. (1); Pérez, F. (2); Cacicedo, J. (3); Latorre-Musoll, A. (1); Sáez, J. (2); Mollà, M. (1)

(1) Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Clínic de Barcelona, (2) Unidad de Protección Radiológica y Radiofísica, Hospital Universitario de Cruces, Barakaldo, (3) Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario de Cruces, Barakaldo

PALABRAS CLAVE: REPLANIFICACIÓN, ORL, IMAGEN DE TRÁNSITO, CORRELACIÓN

### INTRODUCCIÓN

A lo largo del tratamiento radioterápico de tumores de cabeza y cuello (ORL) muchos pacientes experimentan cambios anatómicos que pueden comprometer la distribución de dosis planificada. La evaluación de la necesidad de replanificar es una tarea laboriosa y generalmente subjetiva. El objetivo de este trabajo es cuantificar los cambios dosimétricos y correlacionarlos con variaciones en las imágenes de tránsito.

### MÉTODO

Para un total de 16 pacientes y 519 sesiones de tratamiento, impartidas en el Hospital Clínic de Barcelona (HCB) con VMAT, se ha deformado el TC de planificación al CBCT diario y se ha calculado la distribución de dosis. Se han almacenado tanto los volúmenes en cada sesión como una serie de índices dosimétricos relevantes de los diferentes CTV y órganos de riesgo.

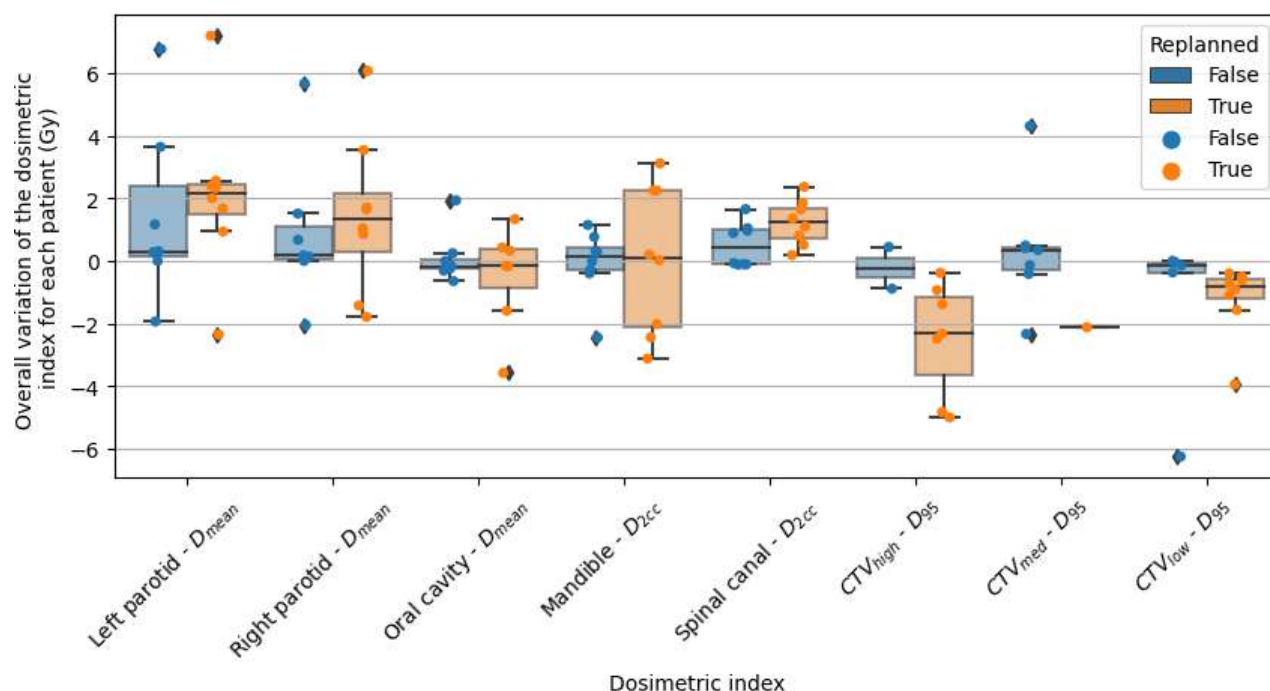
También se han procesado las imágenes de tránsito de cada sesión de tratamiento, comparándose con la imagen de la sesión de referencia (generalmente la primera) y calculando diferentes parámetros  $\gamma$  (TABLA 1).

Con ello, se ha evaluado la variación acumulada de los índices dosimétricos en relación a la distribución de dosis planificada. Así mismo, se ha estudiado una posible dependencia de los índices dosimétricos con los parámetros  $\gamma$  a través de los coeficientes de correlación de Pearson,  $r$ , y Spearman,  $\rho$ .

### RESULTADOS

De los 16 pacientes analizados, 8 fueron replanificados durante el transcurso del tratamiento siguiendo los criterios actuales del hospital.

La FIGURA 1 muestra la variación acumulada de diferentes índices dosimétricos en relación a la planificación, diferenciando entre aquellos pacientes que se replanificaron y los que no. Cada punto corresponde a un paciente. La mayoría de diferencias se encuentran dentro de  $\pm 4$  Gy tras el tratamiento completo, aunque existen algunas superiores.



**Figura 1. Variación acumulada tras todas las sesiones de tratamiento de diferentes índices dosimétricos en relación a los valores de la planificación. Cada punto corresponde a un paciente y se diferencia entre aquellos pacientes que se replanificaron y los que no.**

De la matriz de correlación se destaca:

- Los diferentes índices  $\gamma$  analizados muestran una correlación fuerte entre ellos ( $r, \rho > 0.9$ ). Existe una correlación débil-moderada entre el número de sesión y los diferentes parámetros  $\gamma$  ( $r, \rho / sim - 0.4$ ). Para algunos pacientes esta dependencia es más fuerte.
- Existe una correlación débil-moderada entre el número de sesión y la variación relativa del volumen del CTV de baja dosis ( $r, \rho / sim - 0.4$ ), siendo el cambio más relevante en las primeras sesiones.
- Existe una correlación moderada ( $r, \rho / sim 0.4$ ) entre la variación relativa del volumen del CTV de baja dosis y los parámetros  $\gamma$ , así como entre la variación del  $D_{95\%}$  en el CTV de baja dosis y dichos parámetros ( $r / sim 0.4$ ).

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En el HCB se dedican importantes recursos al control y reevaluación de los planes de tratamiento de ORL, lo que puede justificar el alto porcentaje de replanificaciones. A pesar de los esfuerzos, en algunos pacientes se pueden producir desviaciones dosimétricas superiores a las deseadas. Este análisis preliminar de dependencias entre variables hace hipotetizar que, con una base de datos que va en aumento y modelos de inteligencia artificial apropiados, que vayan más allá de los parámetros  $\gamma$ , se podrían desarrollar modelos predictivos que redujeran la carga de trabajo y permitieran una identificación más óptima de los planes a replanificar.



## ESTUDIO DE LA DEPENDENCIA CON EL CAMPO DE CALIBRACIÓN EN LAS VERIFICACIONES DE TRATAMIENTOS EMPLEANDO EL MANIQUÍ OCTAVIUS 4D Y LA MATRIZ DE CÁMARAS LÍQUIDAS 1600SRS

García Mollá, R. (1); Gómez Pardos, R. (1); Vicedo González, M. A. (1); García Hernández, M. (1); Planes Meseguer, D. (1); Granero Cabañero, D. (1); Rovira Escutia, J. (1); Bordería Navarro, B. (1); Calatayud Cuesta, P. (1); Alcaraz Lozano, M. L. (1); Fernández Bernal, Á. (1); Beltrán Bonet, M. Á. (1)

(1) Consorcio Hospital General Universitario de Valencia

### INTRODUCCIÓN

Los arrays 2D de cámaras de ionización o diodos se han convertido en una herramienta importante en la verificación de los tratamientos de pacientes. Una alternativa a éstos son los arrays de cámaras líquidas que permiten aumentar la relación entre el área activa de detección y el área del detector (fill-factor) con el fin de mejorar la resolución espacial y garantizar una correcta medida de distribuciones de dosis complejas que contienen altos gradientes de dosis. Estos detectores, sin embargo, presentan una dependencia con el tamaño de campo y la tasa de dosis [1] que se manifiesta en los tratamientos de VMAT/IMRT, generalmente muy modulados, y que consisten en pequeños campos de tasa variable que muchas veces difieren del campo de calibración.

El objetivo de este trabajo es evaluar la dependencia con el tamaño de campo de la matriz de cámaras líquidas 1600SRS de PTW y la influencia del tamaño de calibración escogido con la finalidad de desarrollar un procedimiento de calibración para verificar las dosis administradas en los tratamientos de radioterapia.

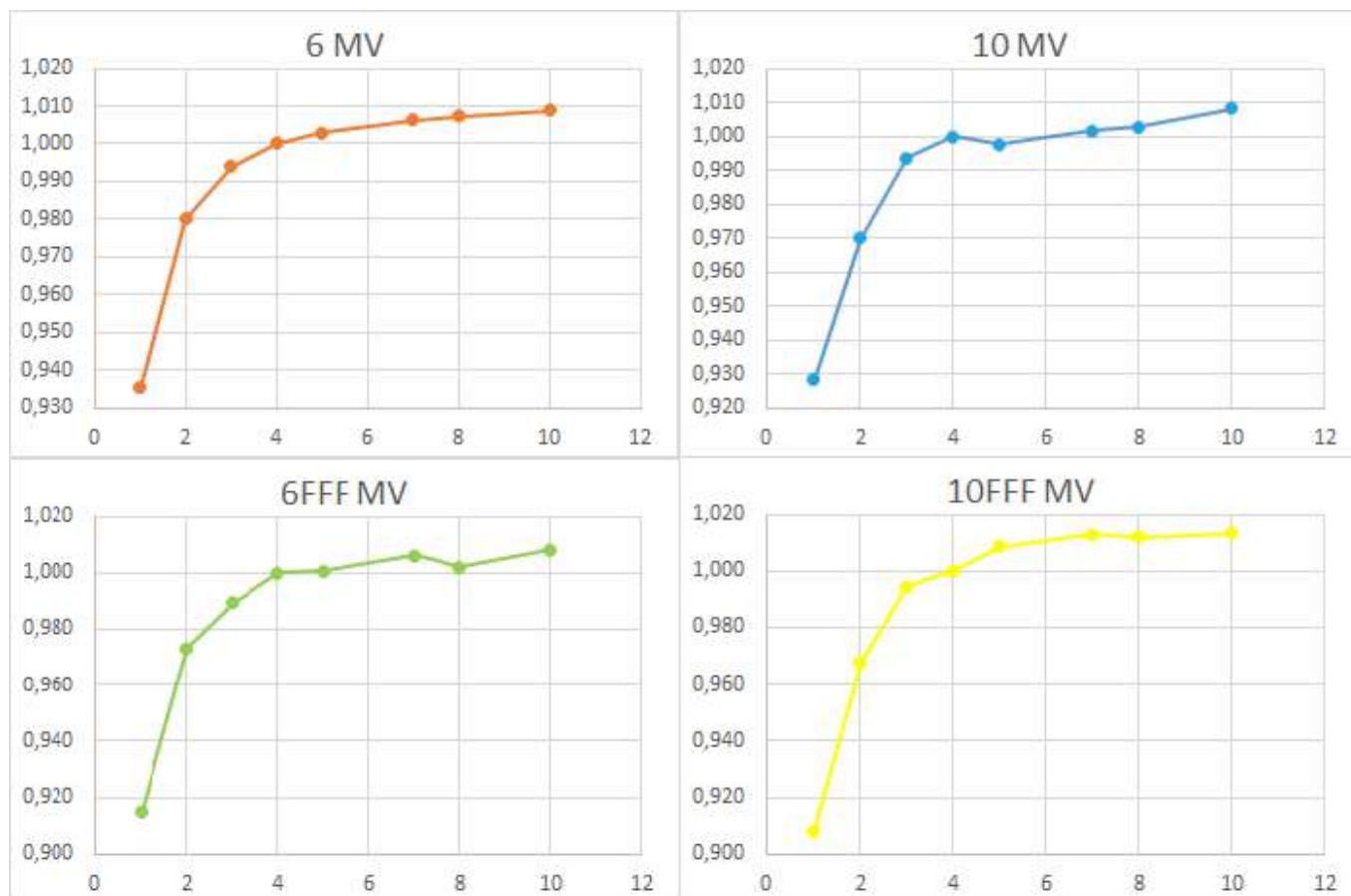
### MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se llevaron a cabo en un Elekta Versa\_HD con el array 1600SRS formado por 1521 cámaras líquidas de 0.003cm<sup>3</sup> de volumen activo que cubren un área de 15x15cm<sup>2</sup>. El array de detectores se insertó en el maniquí Octavius4D de PTW.

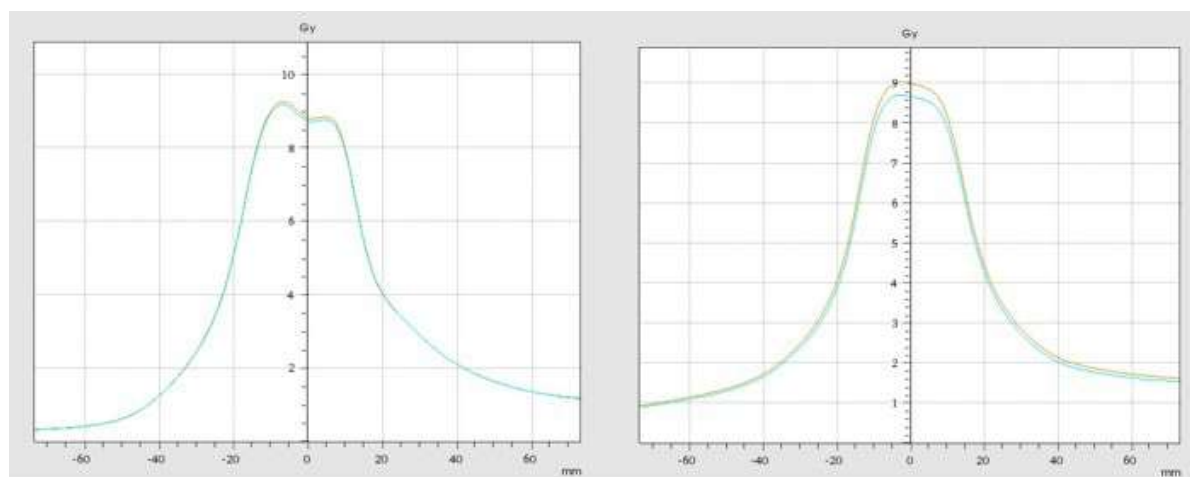
Se midieron los Factores de campo del detector en las condiciones de verificación de pacientes para todas las energías (6MV, 6FFF, 10MV y 10FFF) y para diferentes tamaños de campo (1x1cm<sup>2</sup> al 10x10cm<sup>2</sup>) normalizándolos al campo 4x4cm<sup>2</sup> recomendado por PTW. Los factores de campo se midieron con la cámara MicroDiamond (PTW, Freiburg, Germany) en el isocentro del maniquí Octavius4D aplicando los factores del TRS-483. Todas las medidas se realizaron para la tasa nominal máxima de cada energía.

### RESULTADOS

Las Figuras resume la influencia de la selección del tamaño de campo utilizado en la calibración del plan. Se obtiene una diferencia de un 2-3% en el factor de calibración para un tamaño de campo de 2x2cm<sup>2</sup> respecto del utilizado rutinariamente (4x4cm<sup>2</sup>). Estas diferencias se acentúan para el campo 1x1cm<sup>2</sup> obteniendo desviaciones de un 9-10% para los haces sin filtro y del orden del 7% para los haces con filtro aplanador. Para tamaños de campos superiores a 6x6cm<sup>2</sup> las diferencias en los factores de calibración son inferiores al 1%. Las diferencias obtenidas entre las medidas con cámara y la matriz de cámaras líquidas se atribuyeron a la dependencia de la respuesta de la matriz de detectores con el espectro energético y la dosis por pulso.



La Figura2 muestra la diferencia en la medida obtenida en la verificación de dos tratamientos al calibrar el detector con un campo 4x4cm<sup>2</sup> y un campo 2x2cm<sup>2</sup> para una energía de 10FFF.



**Figura 2:** Verificación de tratamientos de pacientes. Izquierda: verificación de SBRT de energía 6 MV. Derecha: Verificación de un tratamiento de SBRT de energía 10 FFF. El perfil azul representa el resultado de la verificación en Verisoft cuando se calibra el array 1600SRS con un campo de calibración 4x4 cm<sup>2</sup>. El perfil naranja representa el resultado de la verificación en Verisoft cuando se calibra el array 1600SRS con un campo de calibración 2x2 cm<sup>2</sup>.

## CONCLUSIÓN

Este trabajo sugiere la necesidad de utilizar campos de calibración específicos que se adecúen a las características de cada uno de los planes medidos, sobre todo cuando se trata de tratamientos de campos pequeños y haces sin filtro aplanador.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> [1] POPPE B, STELLJES TS, LOOE HK, CHOFOF N, HARDER D, WILLBORN K. PERFORMANCE PARAMETERS OF A LIQUID FILLED IONIZATION CHAMBER ARRAY. MED PHYS 2013; 40: 1-14. DOI: 10.1118/1.4816298

# RESULTADOS PRELIMINARES EN EL TRATAMIENTO DE TUMORES GRANDES EMPLEANDO RADIOTERAPIA DE FRACCIONAMIENTO ESPACIAL CON VMAT (LATTICE)

Prado Barragan, A. (1); Zucca Aparicio, D. (1); Martí Asenjo, J. (1); De la Casa, M. Á. (1); Alonso Iracheta, L. (1); García de Acilu Laa, P. (2); García Ruiz Zorrilla, J. (2); Montero Luis, ? (3); Rubio, C. (4); Fernández Letón, P. (4)

(1) HM Sanchinarro, (2) HM Puerta del Sur, (3) HM Sanchinarro, (4) HM Sanchinarro y Puerta del Sur

PALABRAS CLAVE: SFRT, LATTICE, TUMORES GRANDES, VMAT

## INTRODUCCIÓN

La radioterapia de fraccionamiento espacial mediante VMAT (LATTICE) permite sobreimpresionar grandes tumores con vértices de alta dosis y valles con dosis del 20-50% de  $D_{max}$ . Se presentan los resultados obtenidos en los primeros tratamientos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyeron 5 pacientes ( $V_{GTV}$  [800-3700 cm<sup>3</sup>]). Dentro del GTV contraído 1.5 cm ( $GTV_{lattice}$ ) se colocaron vértices de 1.5cm de diámetro. La distancia centro-centro ( $d_{c-c}$ ) entre vértices próximos es de 5cm (Fig.1a-b). El número de vértices usados aparece en Tabla1. La dosimetría se realizó con RayStation (RaySearch), empleando 4 arcos con energía 6FFF (Versa HD, Elekta). Se prescribió una sesión única para que al menos  $D_{50\%}=18Gy$  en cada vértice (Fig.1c). Se obtuvieron los valores  $D_{99\%}$ ,  $D_{50\%}$  y  $D_{1\%}$  por vértice. Para cada par de vértices vecinos se calculó el punto medio del segmento que los une, la dosis en ese punto y el promedio de los  $D_{1\%}$ . El ratio de dosis valle-pico (RDVP) se definió como el cociente entre ambos valores. Se calculó el volumen de  $GTV_{libre}$  de 5Gy,  $D_{99\%}$  de  $GTV_{lattice}$  (dosis periférica) y  $D_{max}$  en OARs. Para cada tratamiento se anotaron UM y tiempo de irradiación. Las verificaciones se realizaron en el maniquí Octavius 4D con dos detectores de PTW: 1500 (distribución completa) y SRS1000 (región central). Empleando SGRT (Catalyst) se monitorizó el movimiento intrafracción y se realizaron 2 CBCTs durante el tratamiento.

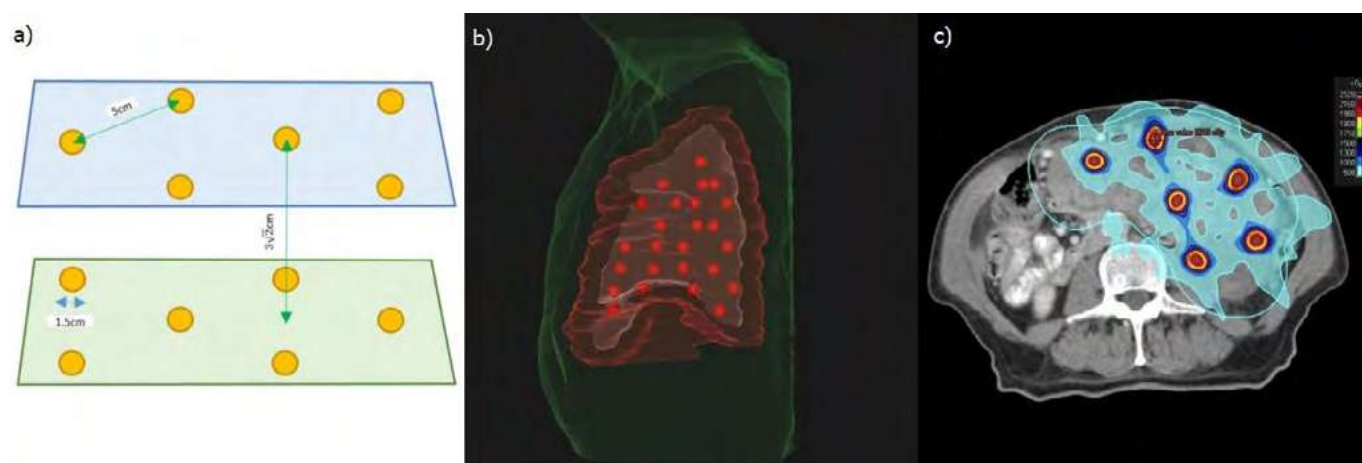


FIGURA 1: a) Geometría de vértices empleada; b) esferas dentro de  $GTV_{lattice}$  en 3D; c) plano con vértices e isodosis.

## RESULTADOS

Los resultados aparecen en Tabla1.  $D_{50\%}$  promedio fue mayor a 18Gy. Más del 97% de los puntos pasaron el criterio gamma local 3%/3mm. El tiempo de irradiación [6-15 minutos] y las UM [9000-17500] variaron con el número de vértices y la modulación.  $D_{max}$  fue menor a 5Gy en OARs en contacto con GTV y menor a 3Gy en OARs a más de 5mm del GTV. Dosis periférica fue menor a 2.5Gy.





|                                                  | Paciente 1    | Paciente 2    | Paciente 3     | Paciente 4    | Paciente 5    |
|--------------------------------------------------|---------------|---------------|----------------|---------------|---------------|
| Nº vértices                                      | 18            | 17            | 25             | 9             | 9             |
| Distancia c-c (cm)                               | 4,9 ± 0,8     | 5,2 ± 0,3     | 4,8 ± 0,7      | 5,0 ± 0,4     | 5,1 ± 0,8     |
| V <sub>GTV</sub> (cc)                            | 3614,6        | 2386,8        | 3362,6         | 814,6         | 1000,7        |
| V <sub>vértices</sub> /V <sub>GTV</sub> (%)      | 0,9           | 1,3           | 1,3            | 2,0           | 1,6           |
| V <sub>GTV libre 5Gy</sub> /V <sub>GTV</sub> (%) | 38,1          | 47,8          | 42,5           | 56,4          | 54,1          |
| D <sub>99%</sub> (cGy)                           | 1145,2 ± 79,0 | 962,7 ± 164,3 | 1104,0 ± 148,8 | 1202,4 ± 91,1 | 1203,1 ± 98,7 |
| D <sub>50%</sub> (cGy)                           | 1814,3 ± 70,3 | 1821,4 ± 26,6 | 1830,7 ± 32,1  | 1843,7 ± 23,9 | 1832,3 ± 18,3 |
| D <sub>1%</sub> (cGy)                            | 2462,7 ± 96,2 | 2423,3 ± 67,3 | 2375,1 ± 85,2  | 2511,3 ± 55,9 | 2545,0 ± 73,7 |
| RDVP                                             | 0,26 ± 0,07   | 0,29 ± 0,09   | 0,25 ± 0,09    | 0,24 ± 0,08   | 0,25 ± 0,07   |
| Dosis periférica (cGy)                           | 160,8         | 150,3         | 158,0          | 113,3         | 245,6         |

TABLA 1: Datos de la geometría de vértices, ratios de volúmenes y resultados dosimétricos con desviaciones estándar. Discusión

Los valores de RDVP son consistentes para geometrías diversas (9-25 vértices) y están de acuerdo con lo reportado en Wu et al. (2020). Estos resultados pueden variar en función del diámetro de los vértices escogidos, dc-c y de cómo se planifique. Mediante la monitorización y corrección intrafracción se disminuye el emborronamiento de dosis. Los altos tiempos de tratamiento conllevan movimiento intrafracción que implicaría una pérdida de gradiente y un aumento del RDVP. Las Dmax son elevadas al no existir limitaciones. Sin embargo, se encuentran contenidas en los vértices y a distancia suficiente de cualquier OAR, minimizando el riesgo. Las dosis bajas (3Gy) pueden compactarse y redistribuirse para reducir dosis en OARs. Un 40-50% del GTV recibió dosis inferiores a 5Gy, reduciendo el efecto volumen.

## CONCLUSIONES

Los RDVP son consistentes para un número de vértices variable, manteniendo el efecto que se desea conseguir. Los tratamientos de lattice para tumores grandes son reproducibles y pueden ser de gran ayuda para pacientes con pocas opciones terapéuticas.

## REFERENCIAS

- WU X, PEREZ NC, ZHENG Y, ET AL. THE TECHNICAL AND CLINICAL IMPLEMENTATION OF LATTICE RADIATION THERAPY (LRT). RADIAT RES. 2020;194(6):737-746. DOI:10.1667/RADE-20-00066.1

# ÁREA TEMÁTICA: PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS

## ANÁLISIS DE DIFERENTES MÉTODOS DE OPTIMIZACIÓN PARA TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA DE UNA O VARIAS METÁSTASIS

Roch Gonzalez, M. (1); Hernandez Gonzalez, D. (2); Simon De Blas, R. (2); Chamorro Serrano, P. (2); Honorato Hernandez, S. (2); Gonzalo Ruiz, S. (2); Castro Tejero, P. (2)  
Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: SRS, SRS METÁSTASIS MÚLTIPLES, COMPLEJIDAD DEL PLAN

## INTRODUCCIÓN/OBJETIVO

Los tratamientos de radiocirugía requieren planes de alta complejidad al tratarse de volúmenes de pequeño tamaño y requerir altos gradientes de dosis para evitar la irradiación del tejido sano.

El objetivo es determinar el método de optimización que genere planes más sencillos cumpliendo con el objetivo de gradiente, conformación y homogeneidad requeridos para tratamientos de SRS.





## MATERIAL Y MÉTODOS

Se estudian 9 pacientes, 4 con una metástasis y el resto con metástasis múltiples [2-5], un total de 18 lesiones de diámetro equivalente promedio 1.5cm [0.6-2.8], para los cuales se diseñan planes con la herramienta HyperArc. Para el cálculo de los planes se utiliza Eclipse v16.1 y su optimizador PO v16.1.

Se analizan 4 opciones diferentes de optimización:

- NTO*. Objetivo inferior 95-100% de la dosis de prescripción y superior 120%, opción NTO automática seleccionada con prioridad 100.
- SRS\_NTO*. Igual que el método anterior pero con SRS\_NTO.
- Anillo\_NTO*. Se utilizan estructuras auxiliares de anillos y objetivos de optimización según la referencia [1]. La opción de NTO automática seleccionada con prioridad 100.
- Anillo\_SRS\_NTO*. Igual que el método anterior pero con SRS\_NTO.

Se normaliza si es necesario para irradiar con la dosis de prescripción el 95% del volumen. De cada plan calculado se extraen los siguientes datos:

- Complejidad*: tiempo de optimización y parámetros del MLC obtenidos con el software PlanAnalyser (cedido por [2])
  - MeanGAP: medida promedio del tamaño de los segmentos (distancia de extremo a extremo de láminas enfrentadas)
  - TGi: medida del efecto de machihembrado (diferencia relativa del tamaño de los segmentos entre láminas contiguas)
- Calidad*: índice de gradiente (IG), índice de conformación RTOG (CI), índice de homogeneidad ICRU83 (HI)

Para cada método de optimización el plan inicial se obtiene sin limitación de unidades de monitor. En cada iteración se van reduciendo las UM objetivo para conseguir planes más sencillos (mayor MeanGAP y menor TGi, por tanto, menor  $TG_{ratio} = 100 / (TG_i / meanGAP)$ ).

## RESULTADOS

Para analizar la complejidad se distingue entre planes de metástasis única o de metas múltiples. El método de optimización Anillo\_NTO genera los planes menos complejos con un tiempo de optimización reducido, la opción SRS\_NTO aumenta la complejidad y el tiempo de optimización (FIG. 1).

Para analizar las métricas de calidad, los planes se agrupan según tres tamaño de lesión (<1cm, 1-2cm y >2cm). El GI solo alcanza valores de  $\leq 3$  para lesiones de tamaño >1.5 cm, siendo el método de optimización de Anillo (NTO o SRS\_NTO) el que consigue los valores más reducidos de gradiente (FIG. 2).

Los valores de CI son del mismo orden para todos los métodos de optimización, alcanzándose valores CI <1.2 para lesiones >1.5cm.

Respecto al HI, se obtienen planes más homogéneos con la optimización por el método Anillo (NTO o SRS\_NTO) para lesiones >1.5cm.

## CONCLUSIONES

Se recomienda utilizar el método de optimización Anillo NTO para el cálculo de planes de SRS de metás únicas y múltiples.

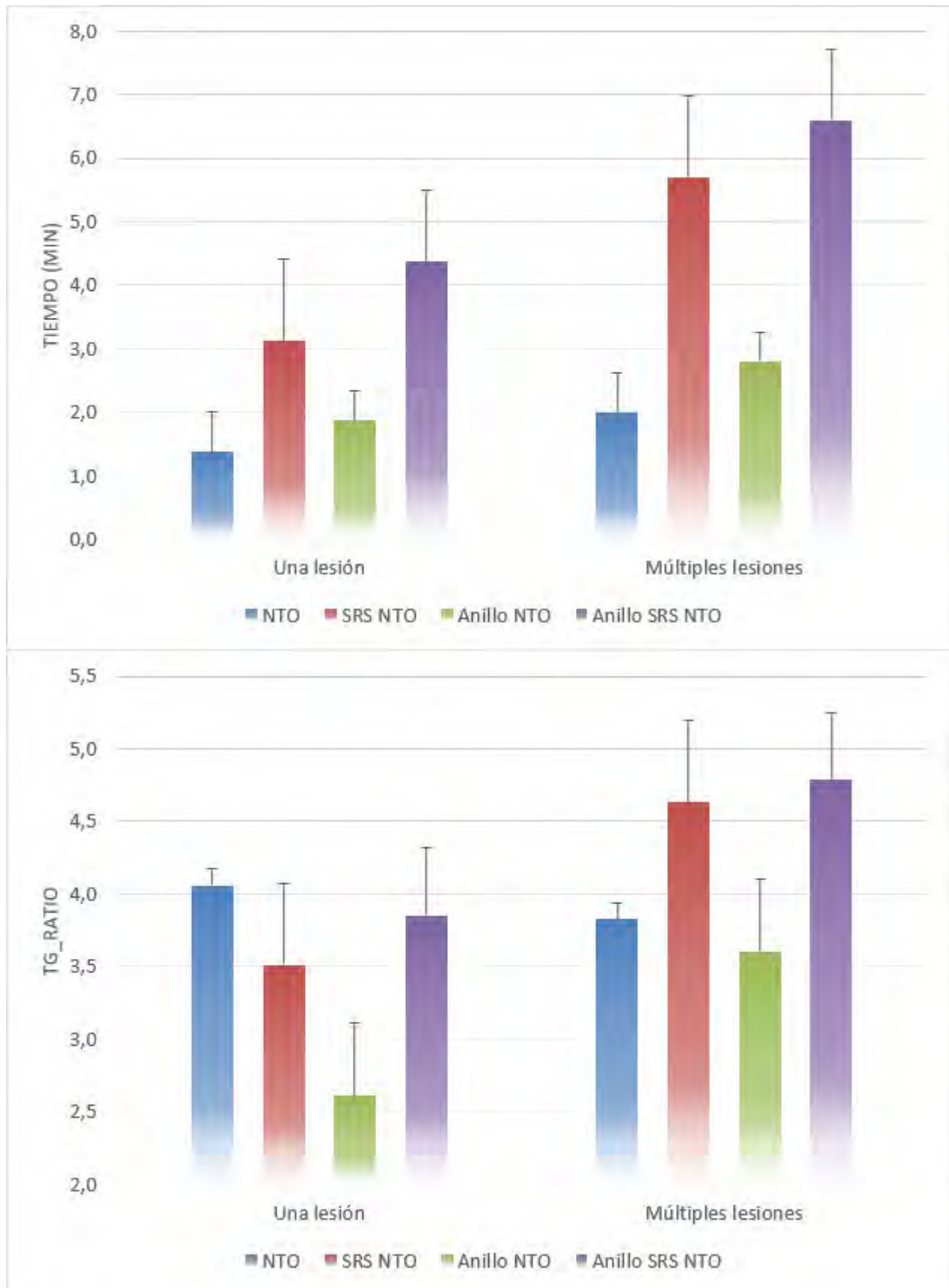


Fig1. Tiempo de optimización y complejidad según el método de optimización.

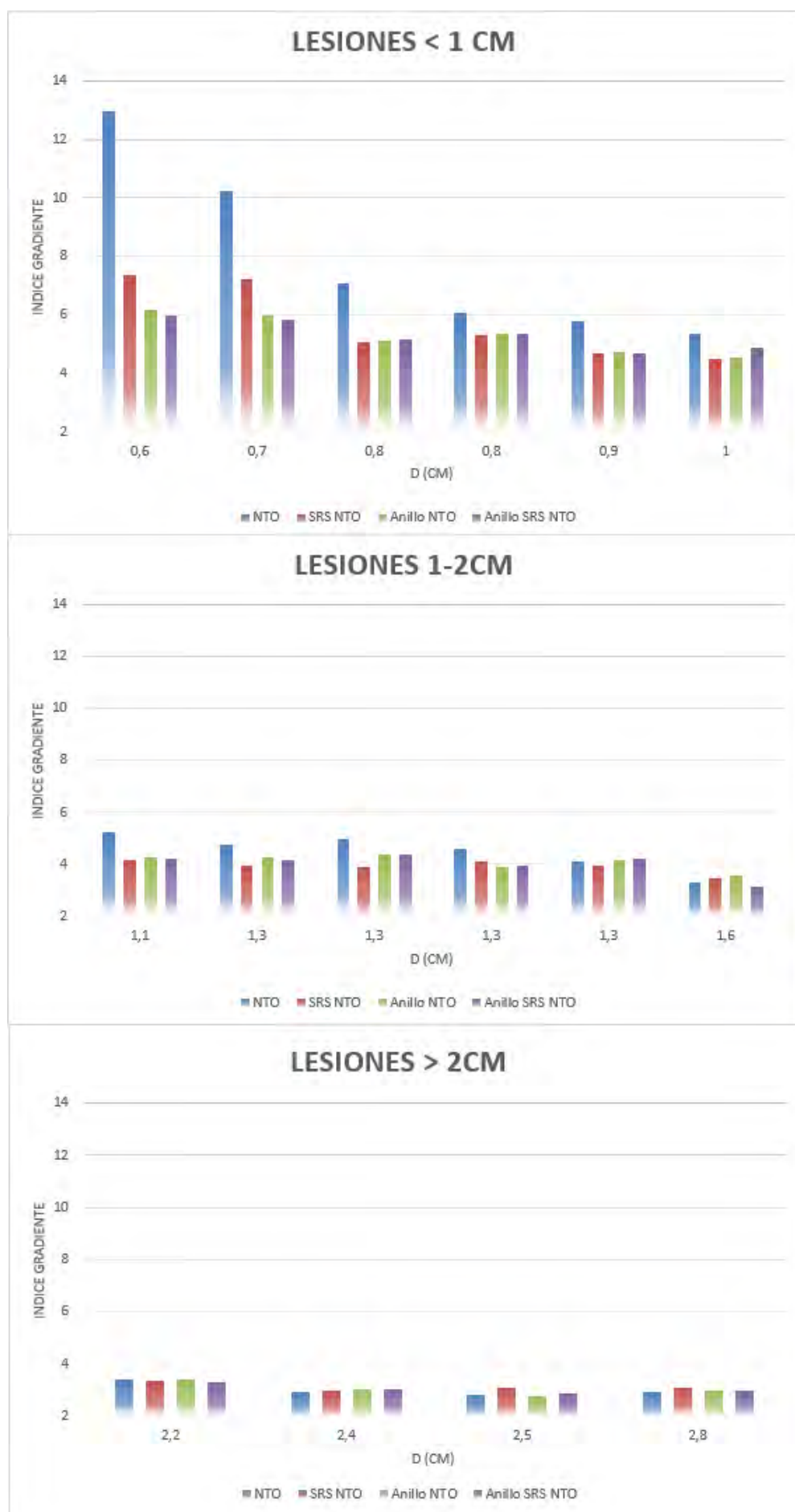


Fig2. IG en función del diámetro de la lesión para los diferentes métodos de optimización



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> DESAI DD, ET AL. EFFICIENT OPTIMIZATION OF R50% WHEN PLANNING MULTIPLE CRANIAL METASTASES SIMULTANEOUSLY IN SINGLE ISOCENTER SRS/SRT. J APPL CLIN MED PHYS. 2021 JUN;22(6):71-82.

<sup>2</sup> VICTOR HERNANDEZ, ET AL. COMPARISON OF COMPLEXITY METRICS FOR MULTI-INSTITUTIONAL EVALUATIONS OF TREATMENT PLANS IN RADIOTHERAPY. PHYS IMAGING RADIAT ONCOL. 2018;5:37-43.

# TBI EN TOMOTERAPIA. ROBUSTEZ DE LA TÉCNICA Y EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA

Sanchez Rubio, P. (1); Rodriguez Romero, R. (1); Montes Uruén, A. (1); López Romero, A. (1); De La Fuente Alonso, C. (1); Alejo Luque, L. (1); Ciudad Rivas, J. (1); Martínez Ortega, J. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta De Hierro Majadahonda

PALABRAS CLAVE: TOMOTERAPIA, TBI, ROBUSTEZ

## INTRODUCCIÓN

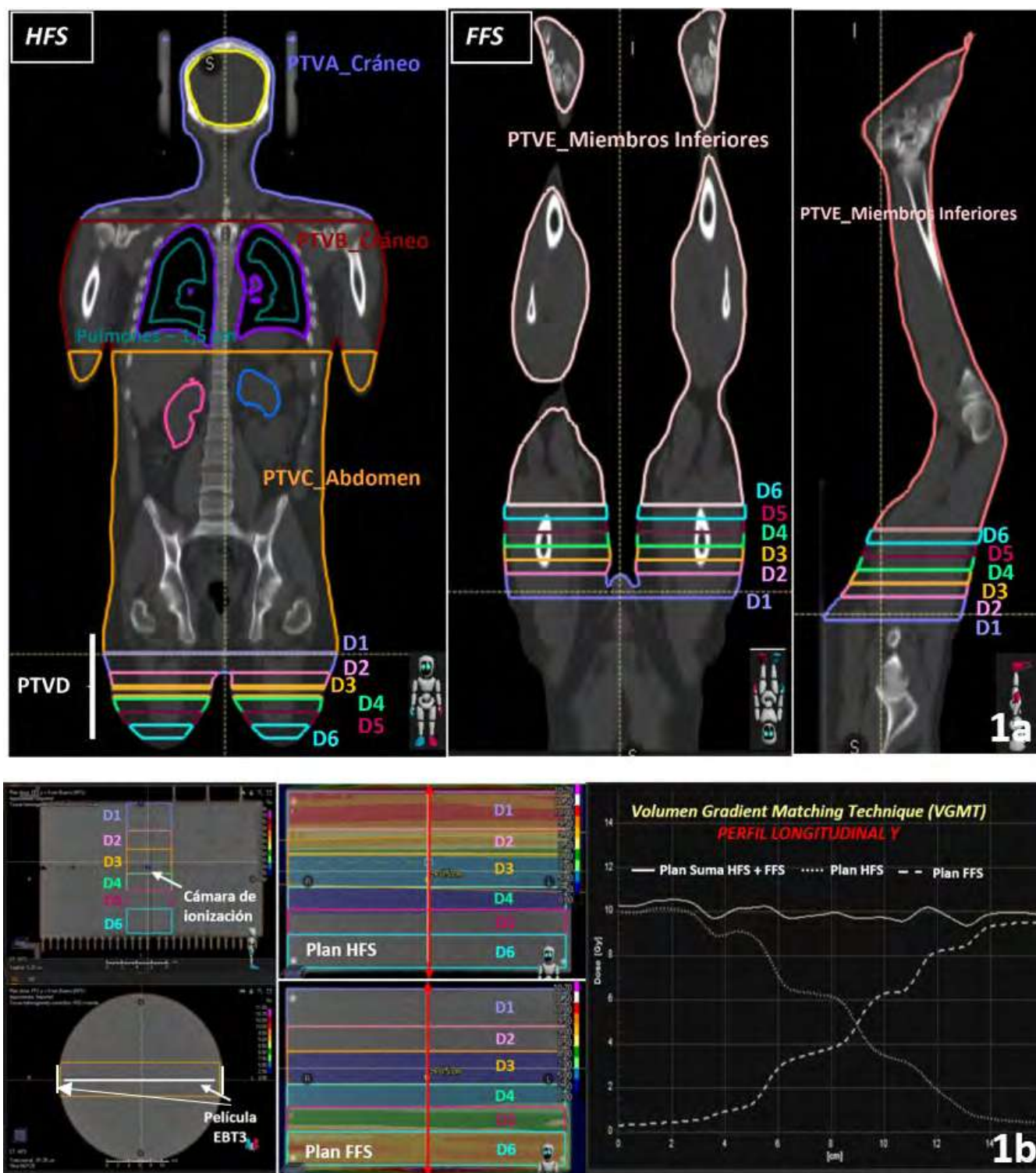
La irradiación corporal total (TBI) en tomoterapia helicoidal (TH) requiere uniones de campos para abarcar toda la extensión del paciente. Como presenta un recorrido máximo de mesa de 150cm, basta una única unión<sup>1,4</sup> entre un plan para la parte superior del cuerpo (*Head-First-Supine*, HFS) y otro para los miembros inferiores (*Feet-First-Supine*, FFS), consiguiendo homogeneidad en la unión mediante una técnica de correspondencia de gradiente volumétrico (*Volumetric Gradient Matching Technique*, VGMT)<sup>2</sup>.

El objetivo del trabajo es presentar nuestros resultados dosimétricos iniciales, dosimetría in-vivo con películas EBT3 en la zona de la unión, así como analizar la robustez de la técnica VGMT frente a errores de posicionamiento.

## MATERIAL-MÉTODO

Desde octubre de 2022, se planificaron 4 pacientes adultos (10Gy/5fracciones, 2fracciones/día) para la unidad *Tomotherapy- Hi-ARTII*. Se adquirieron 2 estudios de simulación (espesor-3mm), en orientación HFS y FFS, empleando máscara de hombros y sistema Combifix®, junto con colchón de vacío para extremidades inferiores. El contorno se realizó (fig.1a) en el sistema de planificación (SP) *RayStation*; creándose un bolus virtual<sup>3</sup> de 1cm (no usado en tratamiento) en el TC-FFS. En el SP de tomoterapia se realizaron planes HFS y FFS (mordaza:5cm, *pitch*:0.38-0.34, factor de modulación:2.8-2). Se verificó el posicionamiento del PTV\_completo mediante MVCT (espesor-6mm). La homogeneidad en la unión se comprobó con película EBT3 en cada muslo, definiéndose un índice de heterogeneidad de dosis (IHD):  $(D_{\text{máxima}} - D_{\text{mínima}}) / (D_{\text{máxima}} + D_{\text{mínima}})$ .

La robustez de la técnica VGMT se analizó creando en el SP de tomoterapia los planes HFS y FFS con un gradiente lineal de dosis (fig.1b). Se evaluaron desplazamientos longitudinales de  $\pm 2$ ,  $\pm 4$ ,  $\pm 10$  y  $\pm 20$  mm analizando, en *RayStation*, la variación de  $D_{95\%}$  y  $D_{5\%}$  para la suma de cada distribución FFS desplazada con la HFS original. Además se midió con cámara de ionización Exradin A1SL y EBT3, y se situaron películas en la superficie del maniquí para correlacionar los errores de colocación con el IHD y establecer una tolerancia para dosimetría in-vivo.



**Figura1.** Volúmenes de tratamiento contorneados en el SP RayStation: PTVA\_Cráneo, PTVB\_Tórax, PTVC\_Abdomen, PTVD (dividido en 6 volúmenes de 2.6 cm: D1, D2, D3, D4, D5 y D6 para realizar la unión de las distribuciones de dosis HFS y FFS mediante la técnica VGMT) y PTVE\_Miembros inferiores (**figura 1a**). En la **figura 1b** se muestran los gradientes lineales de dosis planificados sobre maniquí CheesePhantom para evaluar la robustez del plan desplazando la matriz FFS en el eje y. También se evaluó la técnica VGMT empleando 7 volúmenes en lugar de los 6 mostrados en la figura.





## RESULTADOS-DISCUSIÓN

La tabla 1 resume los resultados dosimétricos. Los desplazamientos promedios para los planes HFS y FFS fueron  $<5\text{mm}$ , siendo el bolus virtual suficiente para asegurar la cobertura.

La tabla 2 muestra para  $y=\pm 20\text{ mm}$  las máximas sub/sobredosificaciones, con desviaciones respecto del plan HFS+FFS $_y=0$  del  $-9\%$  y  $+25\%$ , respectivamente; disminuyendo  $\pm 15\%$  cuando el gradiente se realizó con 7 volúmenes. Para el PTV $_t$  total,  $D_{95\%}$  disminuyó  $<90\%$  de  $D_{\text{prescripción}}$  para  $y=+20\text{mm}$ ; para  $y=-20\text{ mm}$ ,  $D_{95\%}$  y  $D_{5\%}$  fueron  $>105\%$  y  $>119\%$  respectivamente (fig.2). Conocido la variación del IHD para los errores simulados, se estableció que una desviación  $\pm 2\%$  del IHD respecto del valor promedio de todas las sesiones conllevó un error  $\pm 10\text{--}20\text{ mm}$ .





**Tabla 1.** Resumen de los objetivos clínicos conseguidos para una prescripción de 10 Gy para todos los PTVs

| Pacientes (n=4)  | PTV E_ Miembros inferiores |              |                |                            |
|------------------|----------------------------|--------------|----------------|----------------------------|
|                  | PTV A_ Cráneo              | PTV B_ Tórax | PTV C_ Abdomen | PTV E_ Miembros inferiores |
| $D_{media}$ (Gy) | 10,05                      | 9,76         | 9,88           | 10,01                      |
| $D_{95\%}$ (Gy)  | 9,68                       | 8,19         | 9,90           | 9,42                       |
| $D_{5\%}$ (Gy)   | 10,46                      | 10,51        | 9,99           | 10,70                      |
| $D_{98\%}$ (Gy)  | 9,55                       | 7,72         | 9,75           | 9,26                       |
| $D_{2\%}$ (Gy)   | 10,56                      | 10,60        | 10,67          | 10,95                      |

| UNIÓN planes HFS y FFS |       |       |      |      |      |       |
|------------------------|-------|-------|------|------|------|-------|
|                        | D1    | D2    | D3   | D4   | D5   | D6    |
| $D_{media}$ (Gy)       | 10,37 | 10,05 | 9,94 | 9,88 | 9,87 | 10,10 |

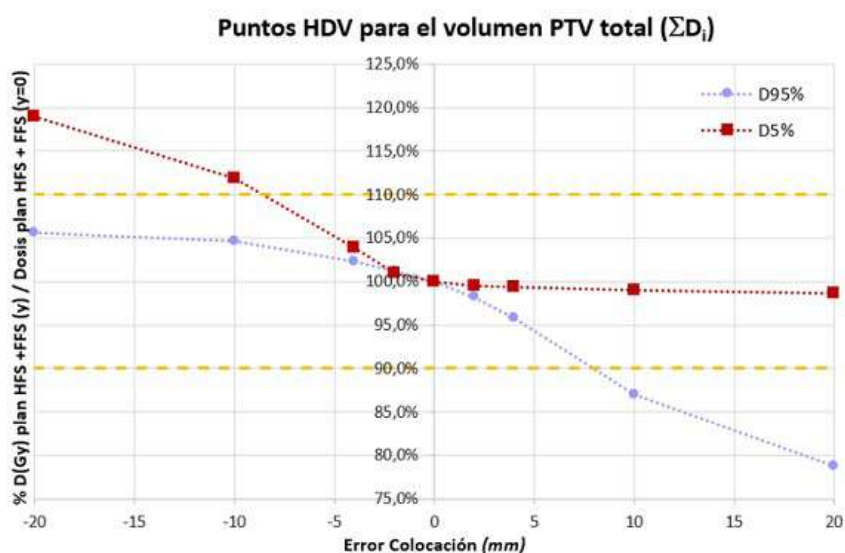
  

|                  | Pulmón Dcho | Pulmón Izqdo | Riñón Dcho | Riñón izqdo | Cristalino Dcho | Cristalino izqdo |
|------------------|-------------|--------------|------------|-------------|-----------------|------------------|
| $D_{media}$ (Gy) | 7,78        | 7,91         | 8,16       | 8,23        | 7,52            | 7,53             |
| $\%V_{5Gy}$      | 46,91       | 49,54        | 45,73      | 48,21       | -               | -                |

**Tabla 2.** Variación de dosis en la zona central de la unión (PTV D3) para distintos errores de colocación en dirección longitudinal. La dosis calculada y medida corresponde a la suma del plan HFS y el plan FFS para los distintos desplazamientos en el eje y.

| Desplazamiento longitudinal (eje y) (mm) | Dosis (cGy)      |                 |        | % Desviación respecto TPS <sup>†</sup> |        | % Desviación respecto plan HFS + FFS (y=0) |                 |        | % Desviación medida - % Desviación TPS <sup>†</sup> |        |
|------------------------------------------|------------------|-----------------|--------|----------------------------------------|--------|--------------------------------------------|-----------------|--------|-----------------------------------------------------|--------|
|                                          | TPS <sup>†</sup> | CI <sup>‡</sup> | EBT3   | CI <sup>‡</sup>                        | EBT3   | TPS                                        | CI <sup>‡</sup> | EBT3   | CI <sup>‡</sup>                                     | EBT3   |
|                                          |                  |                 |        |                                        |        |                                            |                 |        |                                                     |        |
| 20                                       | 182,40           | 181,47          | 182,45 | -0,51%                                 | 0,03%  | -8,02%                                     | -9,46%          | -8,68% | -1,44%                                              | -0,66% |
| 10                                       | 190,00           | 193,61          | 192,64 | 1,90%                                  | 1,39%  | -4,19%                                     | -3,41%          | -3,58% | 0,78%                                               | 0,61%  |
| 4                                        | 194,40           | 197,50          | 196,13 | 1,59%                                  | 0,89%  | -1,97%                                     | -1,46%          | -1,83% | 0,50%                                               | 0,13%  |
| 2                                        | 196,00           | 199,45          | 196,48 | 1,76%                                  | 0,24%  | -1,16%                                     | -0,49%          | -1,66% | 0,67%                                               | -0,50% |
| 0                                        | 198,30           | 200,43          | 199,79 | 1,07%                                  | 0,75%  | 0,00%                                      | 0,00%           | 0,00%  | 0,00%                                               | 0,00%  |
| -2                                       | 201,00           | 204,23          | 199,05 | 1,61%                                  | -0,97% | 1,36%                                      | 1,90%           | -0,37% | 0,53%                                               | -1,73% |
| -4                                       | 205,80           | 207,60          | 206,72 | 0,88%                                  | 0,45%  | 3,78%                                      | 3,58%           | 3,47%  | -0,20%                                              | -0,31% |
| -10                                      | 230,00           | 229,81          | 226,79 | -0,08%                                 | -1,40% | 15,99%                                     | 14,66%          | 13,52% | -1,33%                                              | -2,47% |
| -20                                      | 246,20           | 253,59          | 250,23 | 3,00%                                  | 1,64%  | 24,16%                                     | 26,52%          | 25,25% | 2,37%                                               | 1,10%  |

<sup>†</sup>TPS: Sistema de planificación; <sup>‡</sup>CI: Cámara de Ionización.



**Figura 2.** Repercusión de los errores de colocación en los parámetros  $D_{95\%}$  y  $D_{5\%}$  para la estructura PTV total ( $\Sigma D_i$ ). Las líneas punteadas representan una tolerancia de variación de dosis de  $\pm 10\%$ .



## CONCLUSIÓN

TH protege adecuadamente el pulmón proporcionando una distribución de dosis homogénea. La técnica VGMT asegura dicha homogeneidad en la unión para errores de colocación <5mm, siendo más robusta cuanto mayor sea el número de volúmenes empleados para realizar el gradiente.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SUN R, CUENCA X, ITTI R, NGUYEN QUOC S, VERNANT JP, MAZERON JJ, ET AL. FIRST FRENCH EXPERIENCES OF TOTAL BODY IRRADIATIONS USING HELICAL TOMOTHERAPY®. *CANCER RADIOTHER* 2017;21:365–72.
- <sup>2</sup> HONG, CS., KIM, MJ., KIM, J. ET AL. FEASIBILITY OF HYBRID TOMOHELICAL- AND TOMODIRECT-BASED VOLUMETRIC GRADIENT MATCHING TECHNIQUE FOR TOTAL BODY IRRADIATION. *RADIAT ONCOL* 14, 233 (2019). [HTTPS://DOI.ORG/10.1186/s13014-019-1435-5](https://doi.org/10.1186/s13014-019-1435-5)
- <sup>3</sup> MOLINER G, IZAR F, FERRAND R, BARDIES M, KEN S, SIMON L. VIRTUAL BOLUS FOR TOTAL BODY IRRADIATION TREATED WITH HELICAL TOMOTHERAPY. *J APPL CLIN MED PHYS*. 2015 Nov 8;16(6):164–176. DOI: 10.1120/JACMP.V16I6.5580. PMID: 26699568; PMCID: PMC5691005.
- <sup>4</sup> CLEUZIQU JP, DESGRANGES C, HENRY I, JAUMOT M, CHARTIER P, SIHANATH R, CARRÉ M, BULABOIS CE, CAHN JY, PASTERIS C, BALOSSO J, GABELLE-FLANDIN I, VERRY C, GIRAUD JY. TOTAL BODY IRRADIATION USING HELICAL TOMOTHERAPY: SET-UP EXPERIENCE AND IN-VIVO DOSIMETRIC EVALUATION. *CANCER RADIOTHER*. 2021 MAY;25(3):213-221. DOI: 10.1016/J.CANRAD.2020.07.009. EPUB 2021 JAN 2. PMID: 33402290.

# OPTIMIZACIÓN ROBUSTA EN SBRT DE PULMÓN: UNA SOLUCIÓN A LA INCERTIDUMBRE DE POSICIONAMIENTO MÁS ALLÁ DEL PTV

Cabello García, J. P. (1); Pedrero de Aristizábal, D. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (1); Aguilar Redondo, P. B. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Ramón García, C. (1); Antolín San Martín, E. (1); Delgado Rodríguez, J. M. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra, Sede Madrid,

PALABRAS CLAVE: SBRT, OPTIMIZACIÓN ROBUSTA, PULMÓN, PLANIFICACIÓN

## INTRODUCCIÓN

En la técnica de SBRT se administran altas dosis de radiación fuertemente hipofraccionadas, por lo que es necesario utilizar sistemas de IGRT e inmovilización que permitan reducir la incertidumbre de posicionamiento al mínimo posible. Además, el movimiento respiratorio es eficazmente controlado utilizando CT-4D o técnicas de respiración mantenida.

Sin embargo, en el caso de la SBRT de pulmón, existe un problema a la hora de gestionar las incertidumbres de posicionamiento en la planificación, puesto que el paradigma basado en el uso de un PTV, que habitualmente se usa en radioterapia con fotones, se basa en la mínima variabilidad de la distribución dosimétrica con los cambios anatómicos y de posición del paciente. Esta premisa no se cumple cuando hay fuertes gradientes de densidad en los tejidos.

Optimizar al PTV provoca la irradiación de más pulmón sano del necesario y, aunque se han propuesto múltiples soluciones basadas generalmente en sobrescribir los volúmenes a distintas densidades, ninguna es del todo satisfactoria.

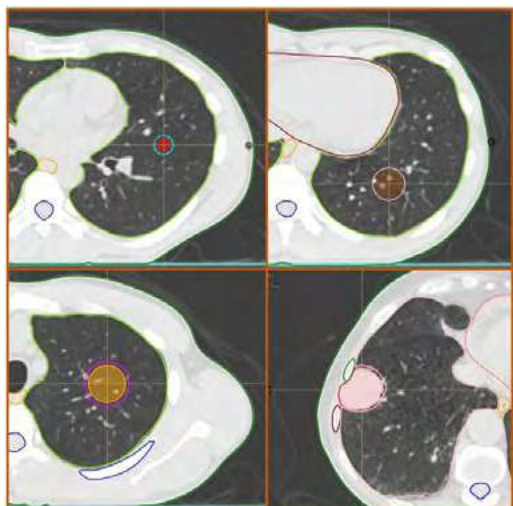
En este trabajo vamos a analizar comparativamente el uso de la optimización robusta para la planificación de SBRT de pulmón frente al uso de PTV.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han realizado 4 planificaciones de lesiones de diferentes tamaños y en diferentes localizaciones pulmonares. Se han empleado imágenes CT de dos pacientes simulados en inspiración forzada en los que se han creado 3 lesiones esféricas sintéticas de 1, 2 y 3cm de diámetro con densidad 1g/cm<sup>3</sup> y se ha utilizado una cuarta pegada a la pared costal, de 4 cm de diámetro.

En cada lesión se han realizado dos planificaciones utilizando RayStation 10A. La primera optimizando a un PTV de 3mm de margen y la otra optimizando al GTV usando optimización robusta con 5mm de incertidumbre espacial. En todos los casos se han empleado 2 arcos completos y energía de 6MV FFF.

Para la comparación se ha tenido en cuenta la cobertura lograda y el tejido pulmonar sano irradiado. Se ha realizado un análisis robusto generando desplazamientos del isocentro de 3mm en cada una de las 6 direcciones cardinales. El más desfavorable de los 7 escenarios generados es el empleado para comparar las dosimetrías entre sí.



## RESULTADOS

A continuación, se muestran los resultados de la comparativa en la tabla 1. Se ve que la cobertura del GTV que se consigue con la optimización robusta en los peores escenarios es de la misma calidad que la obtenida utilizando un PTV. Sin embargo, con la optimización robusta se consigue reducir el volumen de tejido sano irradiado (V20Gy y V10Gy entre un 10% y un 20% menor).

Cabe destacar el caso de la lesión pegada a la pared costal, en la que se llega a conseguir mejor cobertura respetando los límites de dosis en las costillas.

| Caso         | Geometría    |              | Cob GTV (%) |             |              |             | Lung20Gy (cc) [PTV] |             |              |             | Lung10Gy (cc) [PTV] |             |              |             |
|--------------|--------------|--------------|-------------|-------------|--------------|-------------|---------------------|-------------|--------------|-------------|---------------------|-------------|--------------|-------------|
|              | Vol GTV (cc) | Vol PTV (cc) | PTV         |             | Opt. robusta |             | PTV                 |             | Opt. robusta |             | PTV                 |             | Opt. robusta |             |
|              |              |              | Planif.     | Peor escen. | Planif.      | Peor escen. | Planif.             | Peor escen. | Planif.      | Peor escen. | Planif.             | Peor escen. | Planif.      | Peor escen. |
| Lesión 1cm   | 0.51         | 2.04         | 100         | 99.99       | 100          | 99.99       | 42.47               | 42.77       | 33.09        | 33.33       | 185.64              | 187.55      | 154.4        | 155.53      |
| Lesión 2cm   | 4.13         | 9.01         | 100         | 99.98       | 100          | 99.96       | 71.09               | 71.96       | 54.43        | 55.32       | 231.62              | 235.43      | 200.18       | 202.66      |
| Lesión 3cm   | 13.96        | 24.09        | 99.9        | 99.78       | 99.73        | 99.19       | 170.31              | 171.43      | 139.3        | 140.44      | 415.18              | 423.19      | 398.65       | 405.78      |
| Lesión pared | 28.71        | 49.57        | 95.37       | 80.36       | 96.72        | 89.95       | 235.75              | 249.47      | 202.83       | 216.9       | 614.16              | 640.82      | 549.67       | 578.69      |

## CONCLUSIONES

Se observa que utilizar la optimización robusta, cuando esta esté disponible, para la SBRT de pulmón puede disminuir la toxicidad derivada del tratamiento sin reducir su calidad. Esta solución es generalizable a cualquier tratamiento de radioterapia siempre que el paradigma del PTV, menos costoso computacionalmente, no sea aplicable.

# CÁLCULO DE LOS ERRORES SISTEMÁTICOS Y ALEATORIOS DE POSICIONAMIENTO CON SGRT EN DIFERENTES PATOLOGÍAS

Rincón Pérez, M. (1); Gómez-Tejedor Alonso, S. (1); Martín Gómez, S. (1); Morcillo García, A. B. (1); Penedo Cobos, J.M. (1); Martínez Felipe, A. (1); García Castejón, M. Á. (1); Azinovic Gamo, I. (1)  
(1) Hospital Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: SGRT, ALIGNRT, ERRORES SISTEMÁTICOS Y ALEATORIOS, SET UP

## INTRODUCCIÓN

La precisión y reproducibilidad del posicionamiento inicial de los pacientes en Radioterapia para limitar el margen del PTV y minimizar la irradiación de tejidos sanos ha cobrado mayor relevancia con el hipofraccionamiento y técnicas altamente conformadas como las de intensidad modulada.

La SGRT (surface guided radiotherapy) es muy efectiva para mejorarlas y una opción viable para colocar sin tatuajes y reducir el número de frecuencia de CBCT.

Objetivo: Evaluar la precisión y eficiencia del posicionamiento con la SGRT calculando los errores sistemáticos y aleatorios en diferentes patologías y analizar cuáles se pueden corregir o minimizar.



## MATERIAL Y MÉTODO

Desde Agosto-2022 se han posicionado con SGRT de VISIONRT 1601 sesiones de pacientes: 760 de mama (63 pacientes), 473 de pelvis (31 pacientes), que incluyen próstatas, ginecológicas, rectos y canales anales, 315 de tórax (25 pacientes) y 53 de extremidades (5 pacientes)

El software usado fue el Postural video del módulo de AlignRT Advance con una vista en tiempo real de múltiples ángulos de la alineación general del paciente en relación con su posición de referencia y una transmisión de video en vivo con precisión submilimétrica.

En el TAC los pacientes se tatúan por seguridad aunque se ignoran durante el posicionamiento. En cada patología se pinta el ROI adecuado para la correcta monitorización de las cámaras.

En cada sesión, los pacientes se colocan con el AlignRT de manera que los deltas respecto a la superficie de referencia de los desplazamientos verticales, longitudinales y laterales sean  $<0.01$  cm y los rotacionales pitch,yaw y roll  $<0.2^\circ$ .

Se les hace un CBCT y se anotan los desplazamientos que pide el software en cada dirección traslacional. No se usan rotacionales.

Se calcularon los errores de posicionamiento sistemáticos ( $\Sigma$ ) y aleatorios ( $\sigma$ ) según the British Institute of Radiology Working Party.

## RESULTADOS

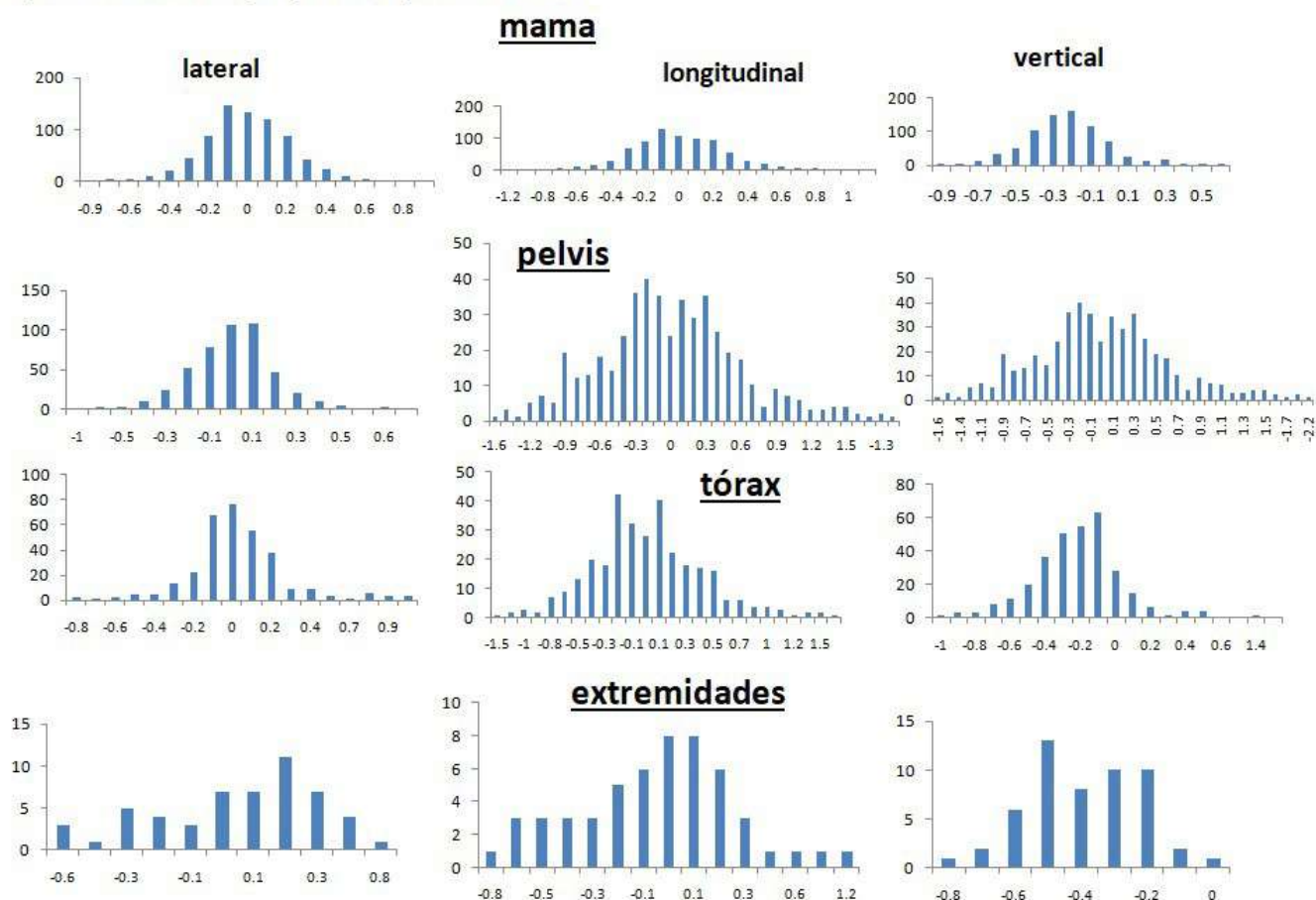
Aparece un error sistemático de 2mm en la coordenada vertical constante en todas las patologías. En extremidades es mayor debido a la complejidad de su posicionamiento y al menor número de pacientes.

En las coordenadas laterales y longitudinales los errores sistemáticos siempre son  $\leq 1$  mm.

Respecto a los errores aleatorios son en todas las patologías y en todas las direcciones  $<5$ mm, excepto la componente vertical en pelvis que puede ser debido a respiración.

| Dirección | mama<br>set-up | tórax<br>set-up | pelvis<br>set-up | extremidades<br>set-up |
|-----------|----------------|-----------------|------------------|------------------------|
|-----------|----------------|-----------------|------------------|------------------------|

Análisis de frecuencias de los desplazamientos pedidos por los CBCT en las distintas patologías en las 3 direcciones traslaciones. El eje Y representa las frecuencias y el eje X los desplazamientos en cm.







## DISCUSIÓN

El contorno de los volúmenes en nuestro servicio se realiza con la herramienta de inteligencia artificial Mvision.

Tras el estudio de ese error sistemático de 2mm en vertical se vio que Mvision contornea el body justo 2mm por debajo del real. Según los responsables, actualmente, como no existe consenso internacional, se hace en una ventana más alejada del pulmón, lo que provocó esta discrepancia.

La solución elegida es expandir el body 2 mm respecto al contorneado por Mvision.

## CONCLUSIONES:

La SGRT es una herramienta muy útil para minimizar los errores sistemáticos y aleatorios de posicionamiento y garantizar una alta precisión si fuera necesario disminuir el número de CBCT.

Asimismo, se corrigió un error sistemático en vertical de 2mm que se producía con el contorno por inteligencia artificial del body

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> FEASIBILITY OF SURFACE GUIDED RADIOTHERAPY FOR PATIENT POSITIONING IN BREAST RADIOTHERAPY VERSUS CONVENTIONAL TATTOO-BASED SETUPS- A SYSTEMATIC REVIEW". W. NAIDOO, M. LEECH. TECHNICAL INNOVATIONS & PATIENT SUPPORT IN RADIATION ONCOLOGY 22 (2022), 39-49
- <sup>2</sup> REPRODUCIBILITY OF PATIENT SETUP BY SURFACE IMAGE REGISTRATION SYSTEM IN CONFORMAL RADIOTHERAPY OF PROSTATE CANCER". M. KREGLI, S. GAIANO, E. MONES, A. BALLARÈ, D. Beldi, C. Bolchini and G. Loi. Radiation Oncology 4 (2009), 4-9
- <sup>3</sup> DETECTION OF SETUP UNCERTAINTIES WITH 3D SURFACE REGISTRATION SYSTEM FOR CONFORMAL RADIOTHERAPY OF BREAST CANCER". L. DEANTONIO, L. MASINI, G. LOI, G. GAMBARO, C. BOLCHINI, M. KREGLI. REPORTS OF PRACTICAL ONCOLOGY & RADIOTHERAPY 16 (3) (2011) 77-81
- <sup>4</sup> USE OF SURFACE-GUIDED RADIATION THERAPY IN COMBINATION WITH IGRT FOR SETUP AND INTRAFRACTION MOTION MONITORING DURING STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY TREATMENTS OF THE LUNG AND ABDOMEN". J APPL CLIN MED PHYS 21(5) (2020) 48-55

# EXPERIENCIA INICIAL DE TRATAMIENTO ESTEREOTÁCTICO EXTRACRANEAL CARDÍACO

Rodríguez Romero, R. (1); Sánchez Rubio, P. (1); Martínez Ortega, J. (1); Pinto Monedero, M. (1); Alejo Luque, L. (1); Pérez Mateo, M. J. (1); Colado Tornero, J. L. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

PALABRAS CLAVE: SBRT CARDÍACA, SABR CARDÍACA, ABLACIÓN CARDÍACA, STAR, TAQUICARDIA VENTRICULAR, ARRITMIA CARDÍACA, DESFIBRILADOR

## INTRODUCCIÓN

La radioterapia constituye una alternativa para el tratamiento de taquicardia ventricular en pacientes donde no es viable o efectiva (lesiones de difícil acceso) la ablación por radiofrecuencia. En estos casos, se administran dosis elevadas que requieren alta conformación y gran precisión en la localización del volumen de tratamiento, cuya posición se ve afectada por el movimiento respiratorio y cardíaco. Además, este tipo de paciente suele disponer de desfibriladores de cardioversión (ICD) implantados para controlar las arritmias, que conviene desconectar durante la irradiación de la lesión para evitar anomalías en su funcionamiento.

El objetivo del trabajo es describir el primer tratamiento estereotáctico extracraneal (SBRT) cardíaco realizado en nuestro centro.

## MATERIAL Y MÉTODO

Se delimitaron dos lesiones en imágenes 3D reconstruidas a partir del mapa de señales eléctricas del corazón. Estas imágenes se registraron con estudios RM adquiridos en sístole y diástole, y TC en posición basal, inspiración y espiración (sin sincronización respiratoria automática debido a la irregularidad del patrón respiratorio).

Los órganos de riesgo se contornearon utilizando las imágenes TC y RM. Se generaron ambos volúmenes de tratamiento (PTVs) considerando la totalidad del movimiento (cardíaco y respiratorio) y añadiendo margen de 5 mm salvo 10 mm en craneal.



La prescripción dosimétrica se detalla en la TABLA 1.

**Tabla 1. Volúmenes y prescripción dosimétrica utilizada en el tratamiento de SBRT cardíaca**

| Volumen de tratamiento | Estructura                     | Prescripción dosimétrica                                     |                                 |
|------------------------|--------------------------------|--------------------------------------------------------------|---------------------------------|
|                        |                                | 25 Gy (1 fx)<br>V95% Dp $\geq$ 95%                           |                                 |
|                        | ITVs + 5 mm<br>(10 mm craneal) | D99% > 90% D <sub>p</sub>                                    | D0% < 105% D <sub>p</sub>       |
| Órganos de riesgo      | Grandes vasos                  | V31 Gy < 10 cm <sup>3</sup><br>V12 Gy < 0.03 cm <sup>3</sup> | D <sub>max</sub> $\leq$ 37 Gy   |
|                        | Tráquea / Bronquios            | V10.5 Gy < 4 cm <sup>3</sup>                                 | D <sub>max</sub> $\leq$ 20.2 Gy |
|                        | Pulmón                         | $\geq$ 1500 cm <sup>3</sup> < 7 Gy                           |                                 |
|                        | Pared Costal                   | V22 Gy < 5 cm <sup>3</sup>                                   | D <sub>max</sub> $\leq$ 30 Gy   |
|                        | Esófago                        | V11.9 Gy < 5 cm <sup>3</sup>                                 | D <sub>max</sub> $\leq$ 15.4 Gy |
|                        | Estómago                       | V11.2 Gy < 10 cm <sup>3</sup>                                | D <sub>max</sub> $\leq$ 12.4 Gy |
|                        | Médula espinal                 | V10 Gy < 0.35 cm <sup>3</sup><br>V7 Gy < 1.2 cm <sup>3</sup> | D <sub>max</sub> $\leq$ 14 Gy   |
|                        | Hígado                         | $\geq$ 700 cm <sup>3</sup> < 9.1 Gy                          |                                 |

El plan de tratamiento se calculó utilizando un isocentro por PTV, co-optimizándolos simultáneamente (rejilla 2mm, <6600UM por PTV). Se realizó con técnica VMAT empleando 2 arcos por lesión, de 6MV FFF de un acelerador lineal Varian TrueBeamSTx, con el sistema de planificación RaySearch RayStationv9B. Se verificó la distribución de dosis por isocentro mediante determinación de dosis absorbida con cámara PTW31016 en maniquí Lucy de Standard Imaging, y análisis gamma de las medidas obtenidas por el detector PTWOctavius4D.

Se desconectó el ICD antes adquirir las imágenes kV-CBCT para posicionamiento. Una vez corregida la posición del paciente, se realizaron múltiples adquisiciones de la posición de la superficie con el sistema de VisionRT AlignRTv6.2 para establecer como referencia la correspondiente a la posición intermedia, y se aplicó una tolerancia inicial de 1mm 1° con 1s de retardo.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La distribución dosimétrica obtenida cumplió la prescripción dosimétrica (figura 1a), y mostró acuerdo con la verificación experimental ( $\Delta$  D < 1.5%,  $\gamma$  local > 95% en ambas lesiones).





Figura 1. Distribución dosimétrica (a), localización mediante kV-CBCT (b), monitorización de la superficie (c), y esquema temporal de la sesión de tratamiento (d).

Debido al artefacto del ICD, fue necesario realizar registro manual del kV-CBCT (figura 1b), obteniendo desplazamientos <2.5 mm para ambos isocentros, si bien se observaron discrepancias de 2° (*roll* y *pitch*) en un caso.

La tolerancia de la monitorización de superficie fue aumentada a 3mm (< margen aplicado al ITV) para evitar interrupciones causadas por la respiración anómala, y reducir así la duración del tratamiento y el consiguiente riesgo que supone la desconexión del ICD. El tiempo total en sala fue <45 minutos (figura 1d).

## CONCLUSIONES

Se ha llevado a cabo el primer tratamiento de SBRT cardíaco en nuestro centro, obteniéndose una distribución dosimétrica satisfactoria, y observándose algunas dificultades en el posicionamiento y control intra-fracción debidas a peculiaridades habituales en este tipo de pacientes, tales como artefactos del ICD o respiración irregular.

## REFERENCIAS

- HAYASE ET AL. NON-INVASIVE STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY FOR REFRACTORY VENTRICULAR ARRHYTHMIAS: VENTURING INTO THE UNKNOWN. J INNOV CARDIAC RHYTHM MANAGE. 2022; 13(2): 4894-4899
- CUCULICH ET AL. NONINVASIVE CARDIAC RADIATION FOR ABLATION OF VENTRICULAR TACHYCARDIA. NEW ENGLAND JOURNAL OF MEDICINE 2017; 377: 2325-36.
- NEUWIRTH ET AL. STEREOTACTIC RADIOSURGERY FOR ABLATION OF VENTRICULAR TACHYCARDIA. EUROPACE 2019; 21: 1088-1098
- CARBUCICCHIO ET AL. STEREOTACTIC RADIOABLATION FOR THE TREATMENT OF VENTRICULAR TACHYCARDIA: PRELIMINARY DATA AND INSIGHTS FROM THE STRA-MI-VT PHASE IB/II STUDY. JOURNAL OF INTERVENTIONAL CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGY 2021; 62:427-439



- <sup>5</sup> WEI ET AL. NON-INVASIVE STEREOTACTIC RADIOABLATION: A NEW OPTION FOR THE TREATMENT OF VENTRICULAR ARRHYTHMIAS. ELECTROPHYSIOLOGY AND ABLATION 2019, 285-293
- <sup>6</sup> ZAKKA ET AL. NONINVASIVE CARDIAC RADIOABLATION FOR VT. AMERICAN COLLEGE OF CARDIOLOGY 2020, 1-9
- <sup>7</sup> SIEDOW ET AL. CARDIAC RADIOABLATION IN THE TREATMENT OF VENTRICULAR TACHYCARDIA. CLINICAL AND TRANSLATIONAL RADIATION ONCOLOGY 2021; 31: 71-79
- <sup>8</sup> CHIU ET AL. REVIEW OF STEREOTACTIC ARRHYTHMIA RADIOABLATION THERAPY FOR CARDIAC TACHYARRHYTHMIAS. CJC OPEN 2021; 3: 236-247
- <sup>9</sup> CHALKIA ET AL. STEREOTACTIC ARRHYTHMIA RADIOABLATION AS A NOVEL TREATMENT APPROACH FOR CARDIAC ARRHYTHMIAS: FACTS AND LIMITATIONS. BIOMEDICINES 2021; 9: 1461-22
- <sup>10</sup> HO ET AL. FIRST ASIAN POPULATION STUDY OF STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY FOR VENTRICULAR ARRHYTHMIAS. NATURE 2021; 11: 103060
- <sup>11</sup> HASKOVA ET AL. CASE REPORT: REPEATED STEREOTACTIC RADIOTHERAPY OF RECURRENT VENTRICULAR TACHYCARDIA: REASONS, FEASIBILITY AND SAFETY. FRONTIERS IN CARDIOVASCULAR MEDICINE 2022; 9:845382
- <sup>12</sup> NARDUCCI ET AL. CASE REPORT: A CASE REPORT OF STEREOTACTIC VENTRICULAR ARRHYTHMIA RADIOABLATION (STAR) ON LARGE CARDIAC TARGET VOLUMEN BY HIGHLY PERSONALIZED INTER-AND INTRA-FRACTIONAL IMAGE GUIDANCE. FRONTIERS IN CARDIOVASCULAR MEDICINE 2020; 7: 565471

## ESTUDIO DOSIMÉTRICO DE 3 SISTEMAS MULTILÁMINA DE VARIAN (SX2, MILLENNIUM 120 Y HD120) EN LA IRRADIACIÓN CRANEAL CON PRESERVACIÓN DEL HIPOCAMPO

Sancho Kolster, I. (1); Pino Sorroche, F. (2); Zardoya Anton, E. (2); Picon Olmos, C. (2)

(1) Institut Català d'Oncologia L'Hospitalet de Llobregat, (2) Institut Català d'Oncologia

PALABRAS CLAVE: HALCYON, TRUEBEAM, HIPOCAMPO, ICPH, MLC, MILLENNIUM120, HD120, SX2

### INTRODUCCIÓN

La irradiación craneal con preservación del hipocampo (ICPH) requiere altos gradientes de dosis en la planificación del tratamiento. En este trabajo estudiamos el comportamiento dosimétrico de 3 sistemas MLC en la planificación y la administración de estos tratamientos.

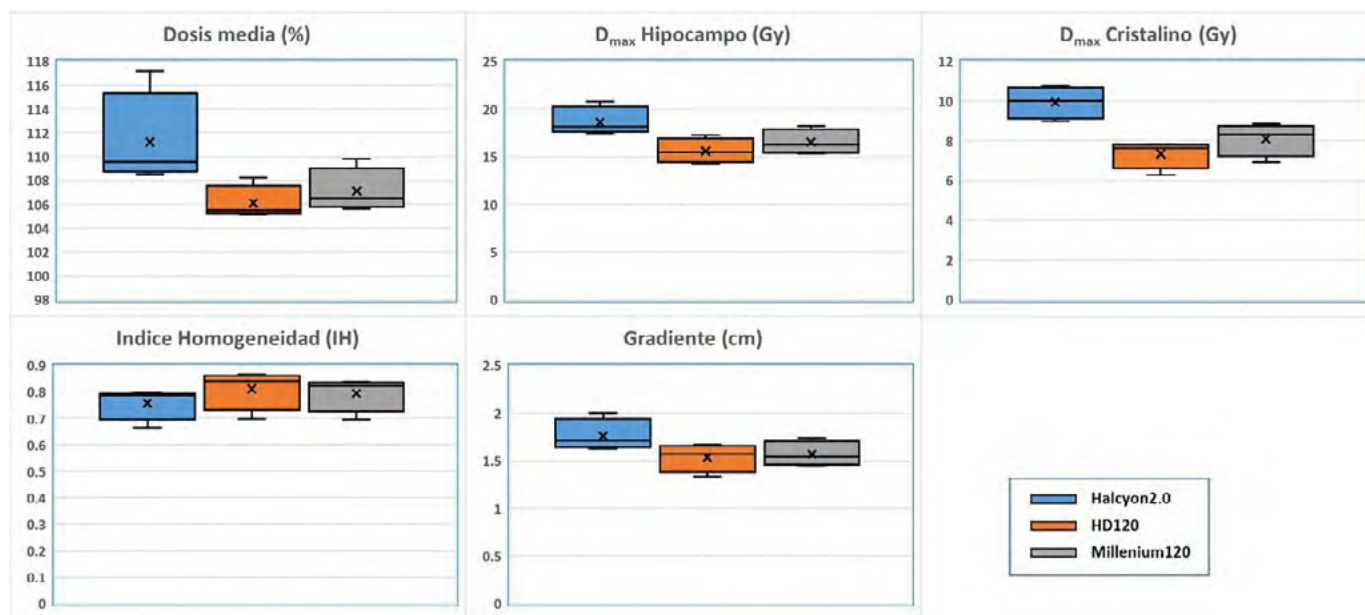
### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han seleccionado 4 pacientes tratados con ICPH a 30 Gy en 10 fracciones, en el que el PTV se define como el encéfalo excluyendo los hipocampos con un margen de 5 mm. Para cada uno de ellos, se han realizado en Eclipse 15.6 (*Varian Medical Systems*) 3 planes distintos: uno en un equipo Halcyon2.0 con MLC SX2 (doble MLC con un grosor efectivo de 0.5 cm), otro en un TrueBeam con MLC HD120 (0.25 cm) y el último en otro TrueBeam con MLC Millennium120 (0.5cm). Los planes se han obtenido usando la misma plantilla de optimización y se han normalizado de forma que el 100% de la dosis de prescripción cubra el 95% del PTV. El cálculo de dosis se ha realizado con algoritmo AAA 15.6 y matriz de cálculo de 1 mm. De los planes obtenidos se ha evaluado el gradiente de dosis en la región de los hipocampos, la homogeneidad del plan, la dosis media al PTV y las dosis máximas en hipocampos y cristalinos (las dosis máximas permitidas según protocolo clínico son 17Gy y 5Gy, respectivamente)

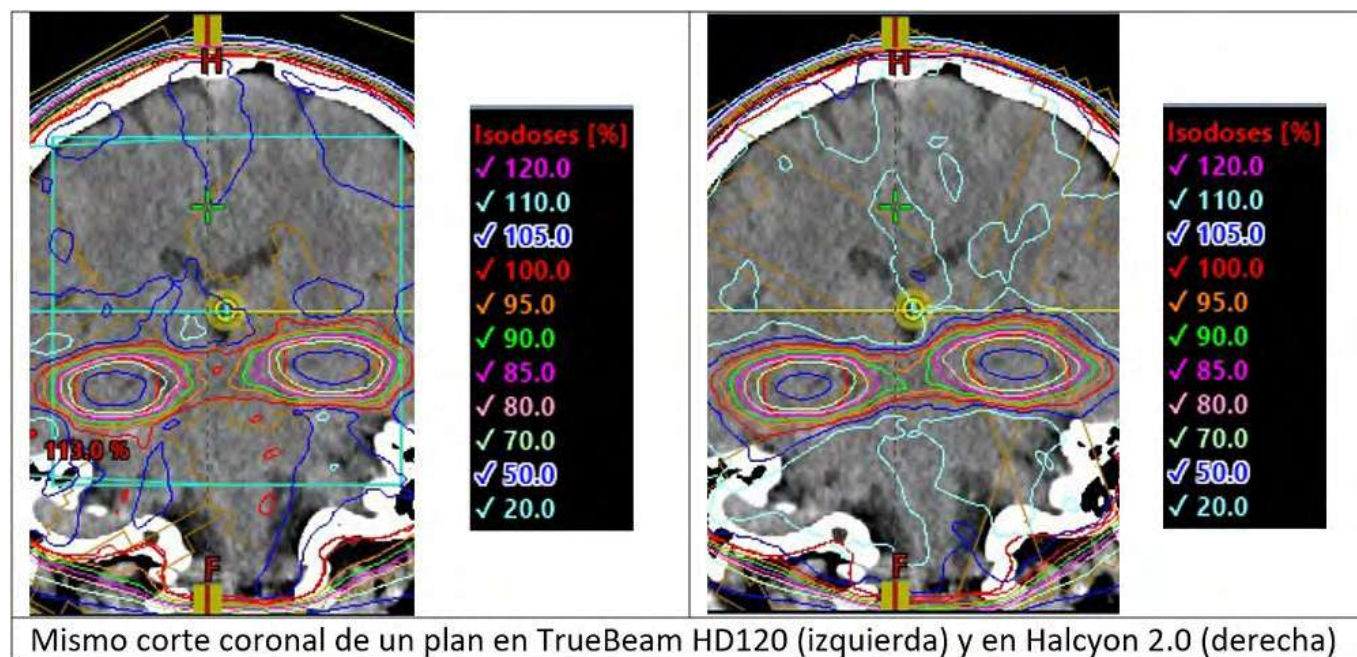
Los 12 planes resultantes fueron verificados con un equipo Arccheck (*SunNuclear*), así como a través de un recálculo de dosis en la plataforma de control de calidad SunCheck (*SunNuclear*), usando los logs suministrados por el acelerador. Se analizaron los valores gamma global de las verificaciones (3%/3mm, 2%/2mm y 1%/1mm, dosis relativa y con desplazamiento) y la diferencia de dosis máxima.

## RESULTADOS

Los resultados dosimétricos de los planes se muestran en la FIGURA 1.



En la FIGURA 2 se aprecia la diferencia en el gradiente de dosis obtenido en la región de los hipocampos, para el TrueBeam HD120 y Halcyon2.0:



En cuanto a las verificaciones de los planes con Arccheck, todos pasan con un 100% de los puntos evaluados los criterios gamma 3%/3mm y 2%/2mm, mientras que el criterio 1%/1mm es superior en el caso del Halcyon2.0 (promedio de 98.9% (SX2), 94.8% (HD120) y 98.0% (Millennium120)). Para el recálculo del plan en la plataforma SunCheck, todos los planes pasan el criterio gamma 1%/1mm para el 100% de los puntos evaluados, y la máxima diferencia de dosis no sobrepasa los 0.2Gy en ninguno de los planes

## DISCUSIÓN

Los resultados dosimétricos indican que el sistema Halcyon2.0 no es capaz de generar los gradientes y homogeneidad de dosis obtenidos con los MLC de los TrueBeam. Este comportamiento supone unas dosis a los OAR cercanos superiores para el sistema Halcyon2.0. Los 3 sistemas evaluados son capaces de reproducir el plan en la unidad de tratamiento con gran exactitud

## CONCLUSIONES

El sistema Halcyon2.0 no es un equipo adecuado para la obtención de planes con una alta exigencia dosimétrica, como la irradiación craneal con preservación del hipocampo





## REFERENCIAS

<sup>1</sup> PETROCCHIA HM, MALAJOVICH I, BARSKY AR, GHAM AF, JONES J, WANG C, ZOU W, TEO B-KK, DONG L, METZ JM AND LI T (2019) SPINE SBRT WITH HALCYONTM: PLAN QUALITY, MODULATION COMPLEXITY, DELIVERY ACCURACY, AND SPEED. FRONT. ONCOL. 9:319. DOI: 10.3389/FONC.2019.00319

# DISEÑO Y EVALUACIÓN IN-SILICO DE UN ALINEADOR DE MAMA IOERT PARA PREVENIR LA IRRADIACIÓN DE OAR

Tarrats-Rosell, J. (1); Cases, C. (1); Oses, G. (1); Garcia-Causapié, M. (2); Trias, G. (2); Herreros, A. (1); Mollà, M. (1)

(1) Hospital Clínic de Barcelona-Universitat de Barcelona, Servei d'Oncologia Radioteràpica (ICHMO), (2) Hospital Clínic de Barcelona-Universitat de Barcelona, Direcció d'Infraestructures i Enginyeria Biomèdica

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA, IMPRESIÓN 3D, SIMULACIÓN MONTE CARLO

## INTRODUCCIÓN

La Radioterapia Intraoperatoria con Electrones (IOERT) es una técnica donde se da una sola fracción de dosis al lecho tumoral durante la cirugía. Uno de los subprocesos es colocar un disco metálico que permite proteger el tejido sano posterior.

Diferentes estudios han reportado que la alineación entre el colimador y el disco de protección es una de las principales incertidumbres durante el procedimiento. Se ha descrito que una desalineación puede llevar a una mayor dosis a los órganos de riesgo (OAR) cercanos e incluso a una infradosificación del CTV.

Los objetivos de este estudio son reportar la desalineación encontrada en nuestros tratamientos y presentar una posible solución para evitarla sin un impacto clínicamente relevante en la distribución de dosis.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para verificar el grado de alineación en nuestra práctica clínica se realizó la verificación *in-vivo* mediante películas radiocrómicas esterilizadas durante los tratamientos de IOERT de mama en 28 pacientes entre 2019 y 2022. Posteriormente, las películas fueron escaneadas y analizamos el porcentaje de irradiación fuera del disco (FIGURA 1).

Con el objetivo de reducir el porcentaje de irradiación fuera del disco, hemos desarrollado un alineador para asegurar una correcta alineación entre el colimador y el disco. El alineador está formado por tres partes.

- Funda: Sustituta de la funda de politetrafluoroetileno proveída por el fabricante (Sordina, Italia). Evita sobredosis en el CTV debido a *backscatter* por electrones de la superficie metálica.
- Tornillos de diversas longitudes (según profundidad de prescripción): une de forma rígida la funda con la rueda.
- Rueda: Su objetivo es evitar desplazamientos y rotaciones indeseadas entre el colimador y el disco además de comprimir el lecho tumoral.

El diseño ha sido producido usando impresión 3D con una poliamida esterilizable (impresión cortesía de Avinent).

Para valorar el impacto del alineador en la distribución de dosis evaluamos los perfiles de dosis en la región del CTV con el alineador usando simulaciones Monte Carlo (*PENELOPE/penEasy*). Se simularon  $1.7 \cdot 10^7$  historias sin técnicas de reducción de varianza. Los perfiles de dosis se obtuvieron con la energía y el tamaño de colimador más común (8 MeV y 5cm, respectivamente) en tres profundidades diferentes (0.1cm, 0.7cm y 1.4cm) (FIGURA 2).

## RESULTADOS

Las películas radiocrómicas muestran un porcentaje de superficie irradiada fuera del disco del 19% de promedio (0%-56%). Los perfiles de la figura 2 muestran que no existe una afectación importante en la distribución de dosis. No existen zonas de infradosificación dentro del CTV. Se observan picos de alta dosis en las paredes interiores del colimador que decrecen rápidamente con la profundidad y, por tanto, no se consideran clínicamente relevantes.

## CONCLUSIONES

El alineador desarrollado promete ser una solución eficaz para evitar la desalineación entre el colimador y el disco de blindaje durante el procedimiento de IOERT de mama. Permitiendo irradiar por completo el CTV sin afectar a la distribución de dosis y evitar la irradiación de los OAR's. La utilización en la práctica clínica del alineador está pendiente de aprobación por el comité de ética del hospital.

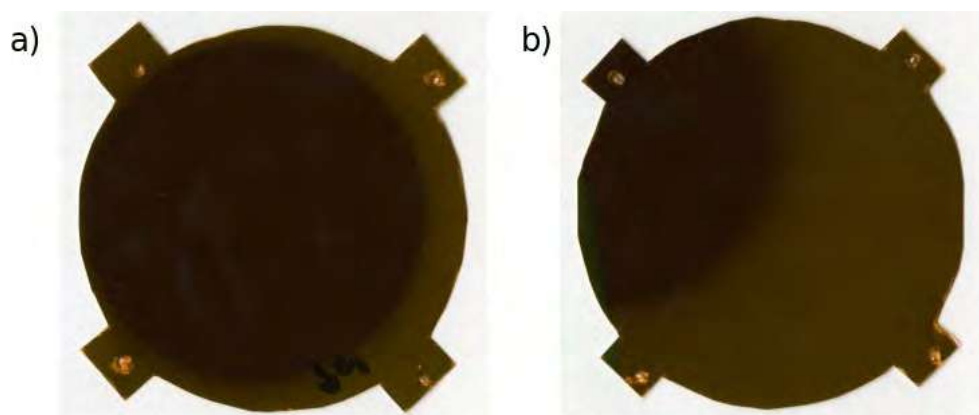


Figura 1. Películas radiocrómicas escaneadas de las verificaciones *in – vivo* durante los tratamientos de IOERT. a) porcentaje de superficie irradiada fuera del disco del 0%. b) del 56%.

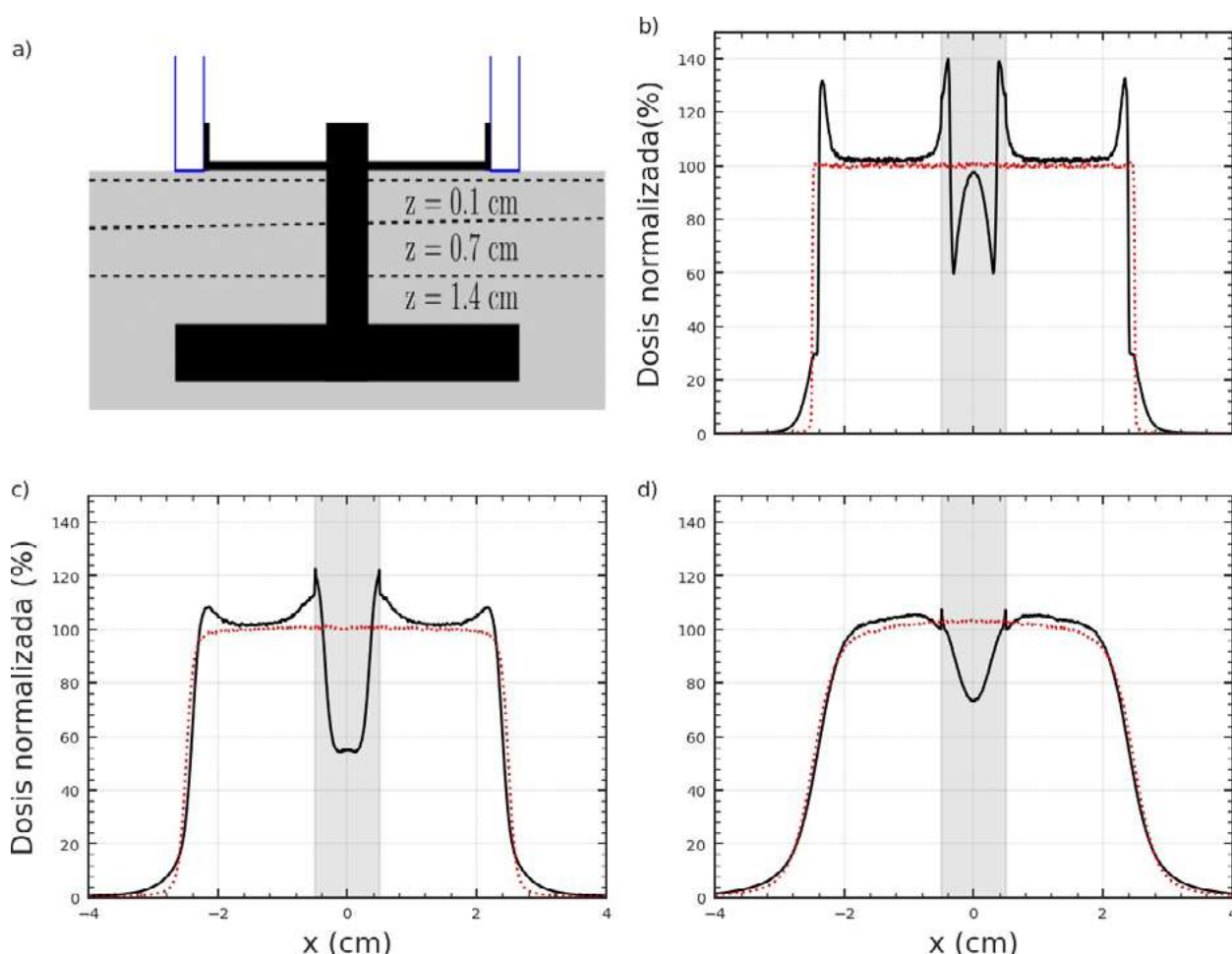


Figura 2. Geometría del alineador y perfiles de dosis obtenidos mediante simulación MonteCarlo para las tres profundidades analizadas. Las líneas sólidas y punteadas representan las simulaciones con y sin el alineador a la salida del haz, respectivamente. a) Diagrama del alineador. b) Perfil de dosis a 0.1cm. c) Perfil de dosis a 0.7cm. d) Perfil de dosis a 1.4cm. La franja de color gris representa el interior del tornillo.

## ÁREA TEMÁTICA: IMAGEN EN RADIOTERAPIA Y MODELOS PREDICTIVOS

### IMAGEN PET PARA LA OPTIMIZACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO EN CÁNCER DE PULMÓN: CONTROL DE CALIDAD PARA LA COMPENSACIÓN DE MOVIMIENTO, ALGORITMO IA DE SEGMENTACIÓN Y MODELO PREDICTIVO BASADO EN MONITORIZACIÓN PET

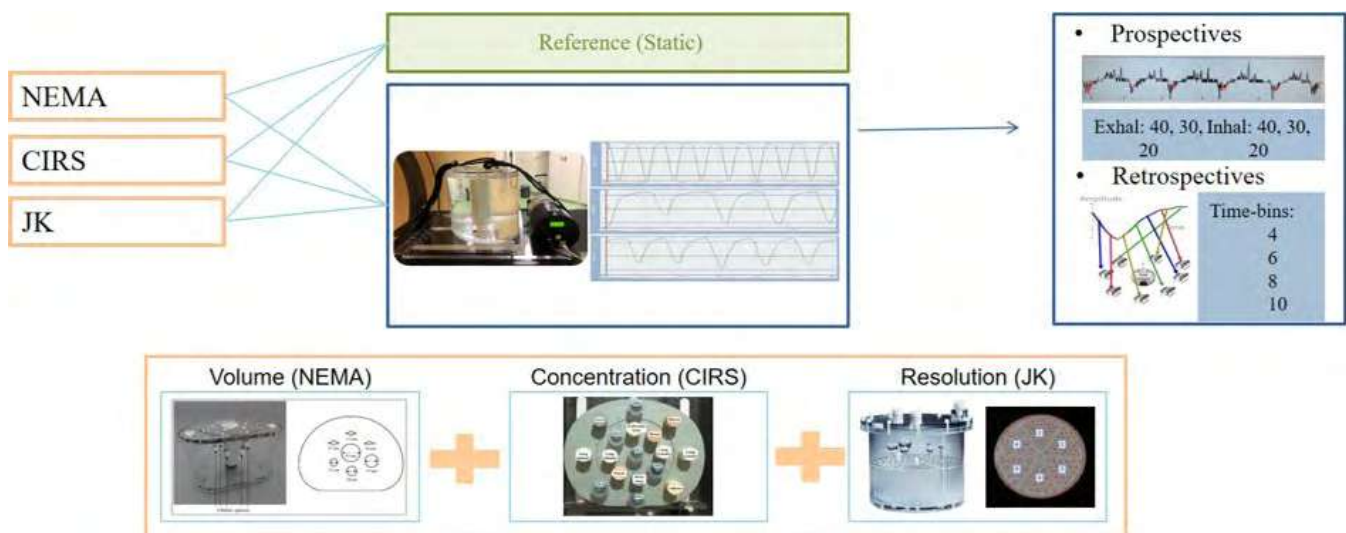
Carles Fariña, M. (1)

(1) Fundación para la Investigación del Hospital Universitario de la Fe

**PALABRAS CLAVE:** CÁNCER DE PULMÓN, PET/CT, MOVIMIENTO RESPIRATORIO, SEGMENTACIÓN CON IA, MODELO RADIÓMICO PREDICTIVO, 4D

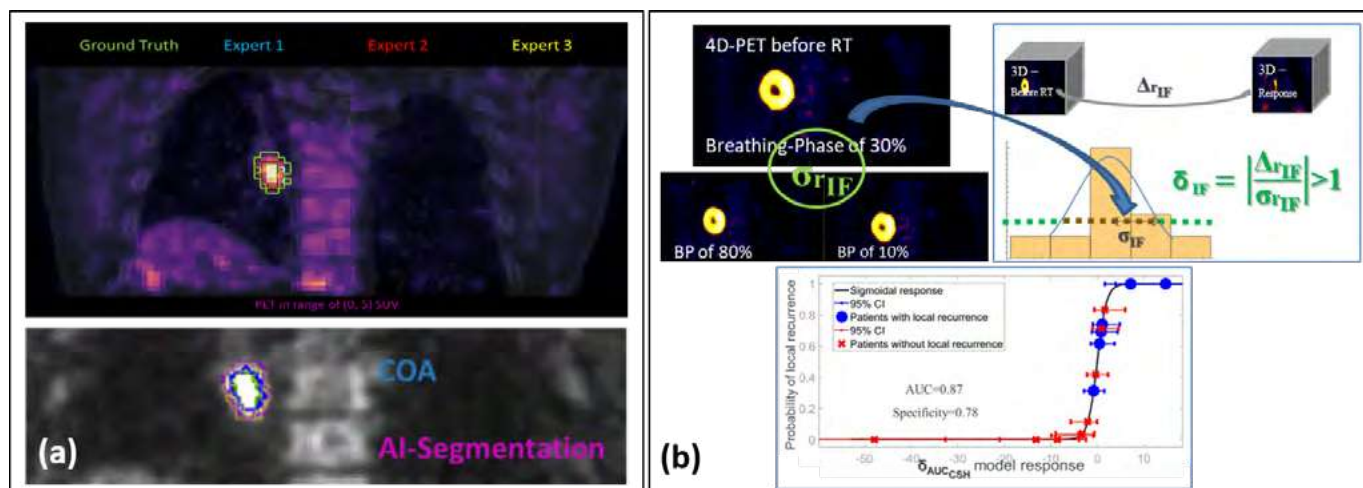
En pacientes con cáncer de pulmón, la optimización del tratamiento radioterápico (RT) basado en imagen PET/CT se puede ver comprometida por el movimiento respiratorio. Los protocolos con compensación del movimiento respiratorio (4D) suponen una mejora de la calidad de la imagen que podría implicar mejoras en el tratamiento[1]. El objetivo de este estudio es proporcionar herramientas de código abierto para optimizar la implementación de imagen 4D-PET en cáncer de pulmón y facilitar la evaluación de su impacto en la práctica clínica.

En primer lugar, hemos desarrollado un programa de código abierto para el control de calidad de los protocolos con compensación de movimiento (FIGURA 1). A través de la QUASAR-Respiratory Platform se aplicaron 3 patrones respiratorios a cada uno de 3 fantomas. La calidad de la imagen PET para los distintos protocolos de compensación se evaluó en términos de resolución (Jazyscakc), exactitud en volumen (NEMA) y exactitud en concentración de actividad (CIRS-Electron-Density con insertos rellenables), mediante los coeficientes de recuperación (RC) con respecto a la imagen del fantoma sin movimiento. Adicionalmente, desarrollamos un algoritmo de segmentación tumoral basado en nn-UNet, entrenado con 560 imágenes PET (4D-PETs para 56 pacientes) y validado con 80 imágenes (8 pacientes). Finalmente, desarrollamos un modelo delta-radiómico para la predicción de recurrencia con 47 pacientes con cáncer de pulmón, empleando la variabilidad radiómica a través de 4D-PETs como un factor de normalización individualizado del paciente para enfatizar los cambios estadísticamente relevantes durante el tratamiento [2].



El paquete de control de calidad proporcionó valores RC de 102 imágenes PET en menos de 5 min y permitió identificar el mejor protocolo para el TF-64 Philips PET/CT, con ( $RC_{res}=0.6$ ,  $RC_{vol}=1.6$ ,  $RC_{act}=0.90$ ). El Dice-Similarity-Coefficient= $0.73\pm0.03$  para la segmentación AI fue mejor que la variabilidad interobservador (FIGURA 2a). El modelo radiómico predijo la recurrencia (FIGURA 2b) con un área-bajo-la-curva de 0.87 y 0.63 para la cohorte de entrenamiento y validación, respectivamente.





Las diferentes herramientas de código abierto que hemos desarrollado permiten facilitar y optimizar la implementación de 4D-PET en la práctica clínica del cáncer de pulmón.

## REFERENCIAS

- MARTINEZ-MOVILLA A. ET AL. COMPARISON OF PROTOCOLS WITH RESPIRATORY-GATED (4D) MOTION COMPENSATION IN PET/CT: OPEN-SOURCE PACKAGE FOR QUANTIFICATION OF PHANTOM IMAGE QUALITY. EJNMMI PHYS 9, 80 (2022). [HTTPS://DOI.ORG/10.1186/S40658-022-00509-4](https://doi.org/10.1186/s40658-022-00509-4)
- CARLES M. ET AL. FDG-PET RADIOMICS FOR RESPONSE MONITORING IN NON-SMALL-CELL LUNG CANCER TREATED WITH RADIATION THERAPY. CANCERS (BASEL) 13, 4: 814.( 2021). DOI:10.3390/CANCERS13040814
- CARLES M. ET AL. FEASIBILITY OF A SEMI-AUTOMATED CONTRAST-ORIENTED ALGORITHM FOR TUMOR SEGMENTATION IN RETROSPECTIVELY GATED PET IMAGES: PHANTOM AND CLINICAL VALIDATION. PHYS. MED. BIOL. 60: 9227. (2015). DOI:10.1088/0031-9155/60/24/9227

# DESARROLLO DE UN SOFTWARE PARA EVITAR COLISIONES EN RADIOTERAPIA EXTERNA

González Lizárraga, Í. (1); Barranco López, A. (1); Vera Tena, D. (1); Castán Guerrero, C. (1); Calvo Carrillo, S. (1); Ortega Pardina, P. (1); Garcia Romero, A. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario «Lozano Blesa» de Zaragoza

PALABRAS CLAVE: COLISIONES, SEGURIDAD DEL PACIENTE, SCRIPT

## OBJETIVOS

La continua evolución de equipos y técnicas de tratamiento en radioterapia externa ha provocado un aumento en la variabilidad y complejidad de los tratamientos, lo que ha repercutido en un aumento de incidencias por colisión. Para evitarlas, se pretende desarrollar un modelo predictivo capaz de advertir de una colisión en la fase de planificación previa al tratamiento.

## MÉTODOS

El planificador Eclipse (Varian), trae incorporada una Interfaz de Programación de Aplicación (API) que permite la extracción automática de gran cantidad de datos empleados por el mismo. Se ha implementado un código informático en lenguaje C# que se ha de ejecutar en el entorno de Eclipse y es capaz de extraer la información necesaria para la simulación geométrica de los tratamientos. En un análisis 3D de los movimientos previstos en cada plan, se buscan posibles colisiones entre el equipo de tratamiento (mesa, panel plano y brazo) y paciente.

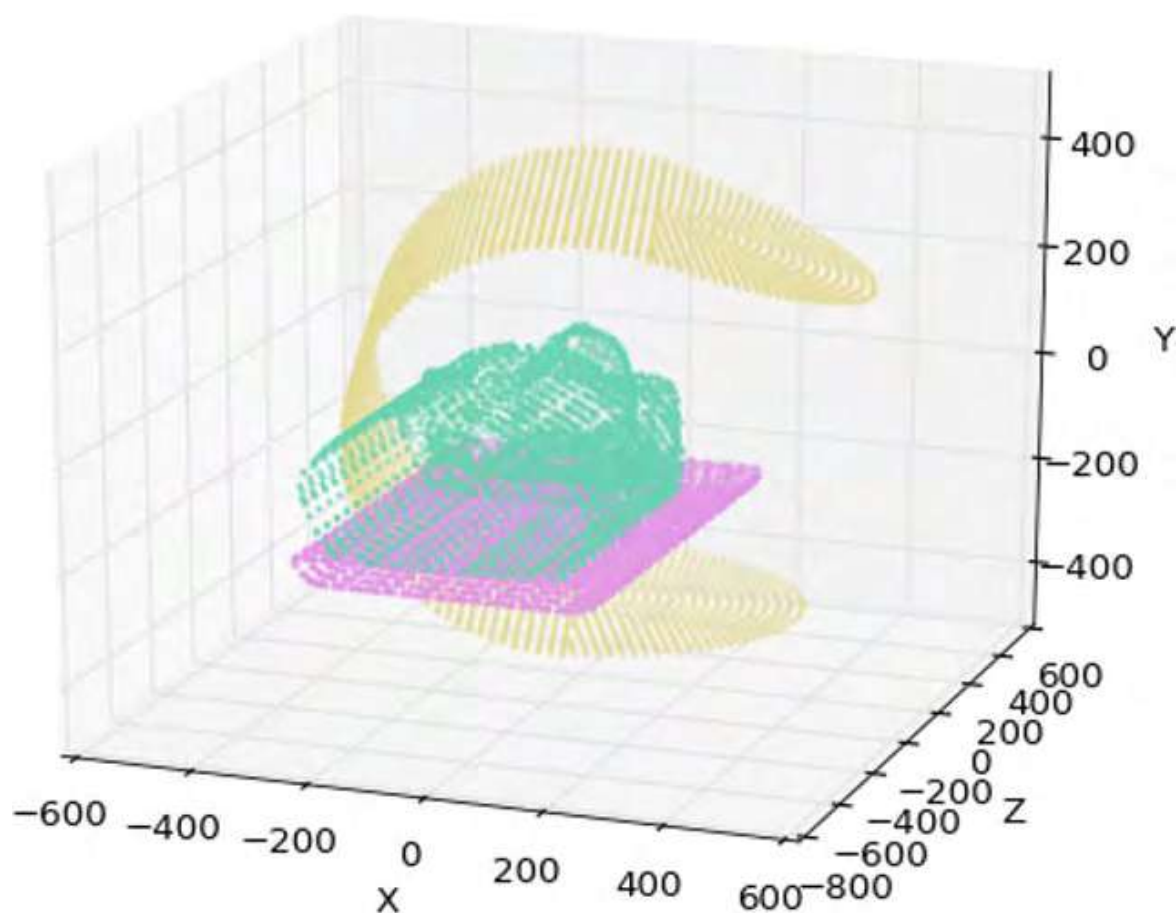
Para el desarrollo de este modelo se han realizado distintos test en los dos aceleradores True Beam (Varian) de los que se dispone, forzando los planes para cubrir todos los grados de libertad posibles: giros de mesa y brazo en diferentes posiciones de isocentro, etc...

## RESULTADOS

Desde la puesta en marcha de este modelo predictivo, no se ha registrado ninguna incidencia por colisión con paciente real, dado que el script avisa ahora en la fase de revisión del plan inicial, de modo que la herramienta se ha incluido satisfactoriamente en nuestro hospital y está en uso clínico.



Además de mostrar una advertencia por pantalla en el caso de que exista riesgo de colisión en el tratamiento, se muestra un esquema gráfico de la trayectoria (figura 1). El modelo también se emplea para predecir qué tratamientos son candidatos a dosimetría de tránsito con el panel plano (analizando también el riesgo de colisión entre el panel plano y la mesa o paciente).



*Figura 1. Representación de la mesa, paciente y trayectoria del colimador*

#### DISCUSIÓN

La implementación de este modelo ha supuesto una barrera de seguridad más antes del tratamiento, mejorando la calidad de los planes que se producen, y siendo capaz de detectar y reducir colisiones que de otra forma hubieran pasado desapercibidas. De este modo se evita impartir dosis de radiación parciales al paciente cuando la colisión se produce con parte del tratamiento realizada, mejorar la seguridad del paciente, mejorar la seguridad del equipo de tratamiento al reducirse la posibilidad de colisión entre diferentes partes del equipo (mesa y brazo) y, por último, aumentar la eficiencia en el uso de recursos evitando replanificaciones.

#### CONCLUSIONES

Se ha incluido satisfactoriamente en la rutina de planificación de tratamientos de radioterapia externa un programa que advierte de colisiones entre elementos del equipo de tratamiento y/o el paciente. Esto supone una mejora en la seguridad del propio paciente, del equipo de tratamiento y también optimizar los recursos disponibles.



## DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN DE UN KV-CBCT CON RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA DE UN ACELERADOR LINEAL

Alejo Luque, L. (1); Rodríguez Romero, R. (1); Garayoa Roca, J. (2); Sánchez Rubio, P. (1); Montes Uruen, A. (1); López Romero, A. (1); Ciudad Rivas, J. (1); Pimentel Monje, A. B. (1); Pifarré Martínez, X. (1); Martínez Ortega, J. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, (2) Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: IGRT, CBCT, ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVO, DOSIS DE RADIACIÓN

### INTRODUCCIÓN

Los tratamientos estereotácticos guiados por imagen (IGRT) requieren una calidad de imagen suficiente para distinguir los volúmenes de interés. Con motivo de la instalación, en un acelerador dedicado a estereotaxia, de una licencia de reconstrucción iterativa de imágenes generadas por tomografía computarizada de haz cónico (CBCT), se ha comparado la dosis y la calidad de imagen con la obtenida mediante el algoritmo estándar.

### MATERIALES Y MÉTODOS

El equipo utilizado para la adquisición de imágenes fue un KV-CBCT de un acelerador Varian TrueBeamSTx (Siemens Healthineers, Erlangen, Alemania), que consta de un generador de 50kW a 200 kHz y un detector plano de silicio amorfo de

39.7 x 29.8 cm<sup>2</sup> con un tamaño de píxel de 0.194 mm. La licencia opcional instalada incorpora un algoritmo de reconstrucción iterativa (iCBCT) para protocolos de cabeza y pelvis, diseñado para mejorar la calidad de imagen (uniformidad, resolución a bajo contraste y reducción de artefactos) sin alterar la dosis.

Se obtuvieron imágenes para los protocolos mencionados con y sin reconstrucción iterativa, sin modificar los parámetros de adquisición y reconstrucción preestablecidos por el fabricante.

La dosis de radiación fue evaluada utilizando la métrica D(0) propuesta por Fahrig et al.<sup>1,2</sup> con una cámara de ionización 30013 de 0.6 cc (PTW, Freiburg, Alemania) calibrada para Co-60 (dependencia energética  $\leq 2\%$  en el rango de energías considerado, según fabricante). La calidad de imagen fue analizada mediante el maniquí Catphan CTP604 (The Phantom Laboratory), en términos de linealidad, relación señal-ruido (SNR), uniformidad y resolución a alto y bajo contraste<sup>3</sup>.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

No se han encontrado diferencias en el valor de D(0) entre los modos estándar o iCBCT, obteniendo un valor de  $7.4 \pm 0.2$  mGy para los estudios de cabeza y  $21.2 \pm 0.6$  mGy para los de pelvis ( $k=2$ ). Estos valores son superiores en un 32% al CTDIvol reportado por el equipo.

En la TABLA 1 pueden observarse los valores de los parámetros de imagen evaluados. La resolución espacial y la curva de contraste-detalle del sistema, así como el módulo utilizado para su obtención, se representan en la FIGURA 1.

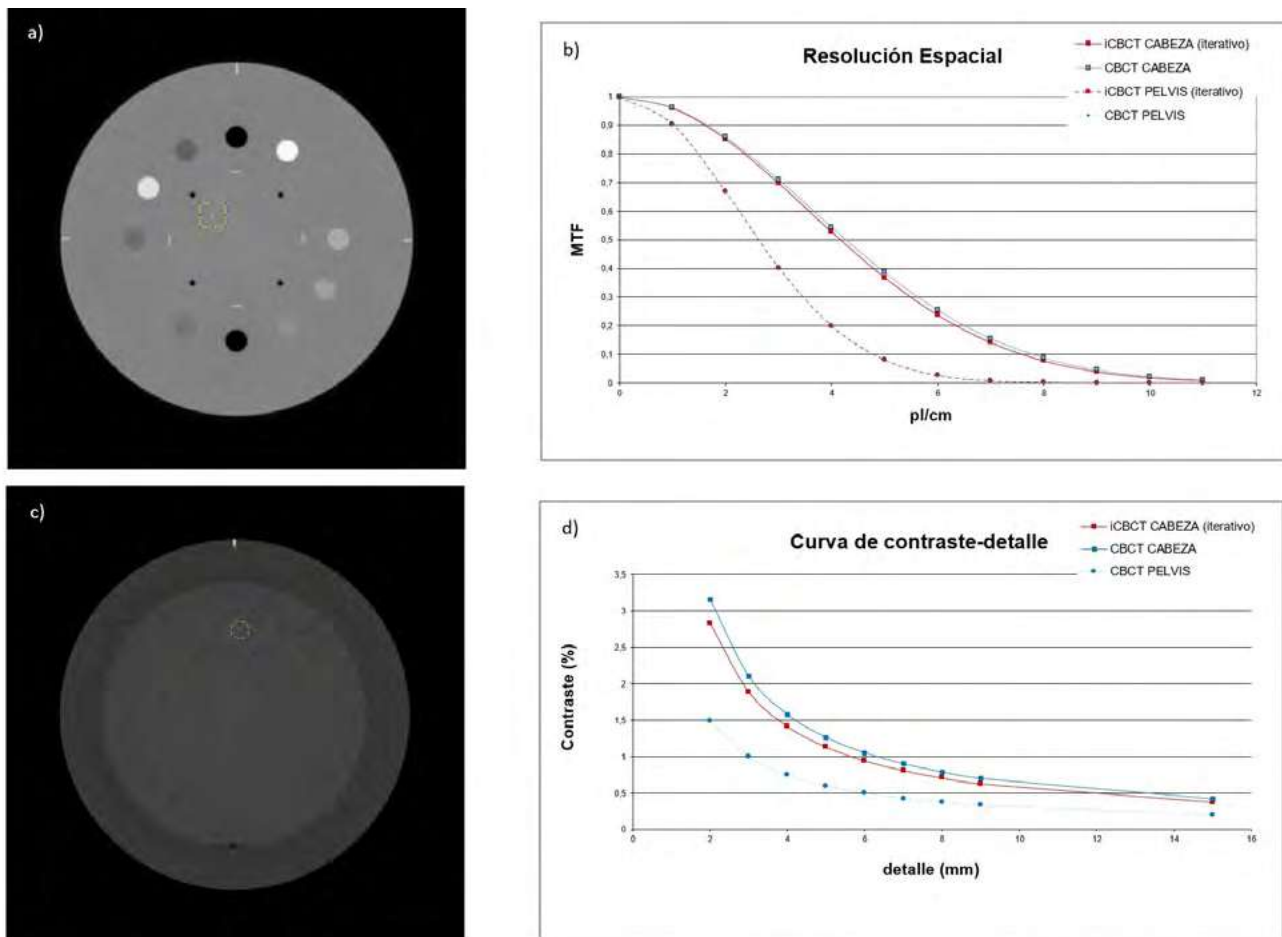
En el estudio de cabeza iCBCT se obtiene un ligero aumento en uniformidad y relación señal-ruido, y mejora en la curva contraste-detalle, empeorando levemente la resolución espacial. En cambio, el algoritmo iCBCT en pelvis proporciona mayor uniformidad sin alterar la resolución espacial, aunque acentúa el efecto *cupping*, disminuye la SNR y reduce significativamente la capacidad de resolver objetos de bajo contraste (aplicando el criterio de Chao EH et al.<sup>4</sup>, los insertos son indistinguibles del fondo).

### CONCLUSIONES

El algoritmo iterativo presenta una dosis de radiación idéntica al método estándar, siendo significativamente superior al valor reportado por el equipo. La configuración predeterminada iCBCT proporciona leves mejoras en la calidad de imagen en estudios de cabeza, con un ligero detrimento de la resolución espacial. En estudios de pelvis, aunque la uniformidad es mayor, se requiere un ajuste de los parámetros de reconstrucción pre-configurados para tratar de optimizar la resolución espacial de los objetos de baja densidad.

|                              | Cabeza |        | Pelvis |        |
|------------------------------|--------|--------|--------|--------|
|                              | CBCT   | iCBCT  | CBCT   | iCBCT  |
| Linealidad                   | 0,9999 | 0,9999 | 0,9999 | 0,9999 |
| Índice de Uniformidad (UH)   | 12,46  | 12,17  | 15,55  | 9,51   |
| Cupping effect (%)           | 41,91  | 40,16  | 48,96  | 55,97  |
| SNR (inserto central)        | 1,30   | 2,98   | 4,76   | 3,06   |
| MTF 2% (pares de líneas/cm)  | 10     | 10     | 6      | 6      |
| MTF 50% (pares de líneas/cm) | 4      | 4      | 3      | 3      |
| MTF 90% (pares de líneas/cm) | 1      | 1      | 1      | 1      |
| contraste*detalle            | 6,32   | 5,66   | 2,99   | NA     |

**Tabla 1.** Parámetros de calidad de imagen con algoritmo estándar (CBCT) e iterativo (iCBCT) en estudios de cabeza y pelvis en acelerador TrueBeam. En estudios iCBCT de pelvis los insertos del manquí fueron indistinguibles del fondo.



**Figura 1.** a) Módulo CTP732 del manquí CATPHAN CTP604 en el que se evalúa la Linealidad del n°CT y la Resolución espacial (MTF). b) MTF para los estudios de cabeza y pelvis CBCT e iCBCT. c) Módulo CTP730 del manquí CATPHAN CTP604 en el que se evalúa la curva contraste-detalle. d) Curva contraste-detalle obtenida para los estudios CBCT e iCBCT. Los insertos iCBCT de pelvis no han podido distinguirse del fondo, por lo que en ese caso la curva no ha podido ser evaluada.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> FAHRIG R, DIXON R, PAYNE T, MORIN RL, GANGULY A, STROBEL N. DOSE AND IMAGE QUALITY FOR A CONE-BEAM C-ARM CT SYSTEM. MED PHYS. 2006 DEC;33(12):4541-50. doi: 10.1118/1.2370508. PMID: 17278805.
- <sup>2</sup> CORREDOIRA E, VAÑÓ E, ALEJO L, UBEDA C, GUTIÉRREZ-LARRAYA F, GARAYOA J. BIPLANE INTERVENTIONAL PEDIATRIC SYSTEM WITH CONE-BEAM CT: DOSE AND IMAGE QUALITY CHARACTERIZATION FOR THE DEFAULT PROTOCOLS. J APPL CLIN MED PHYS. 2016 JUL 8;17(4):357-376. doi: 10.1120/jacmp.v17i4.5828. PMID: 27455474; PMCID: PMC5690060.



<sup>3</sup> GARAYOA J, CASTRO P. A STUDY ON IMAGE QUALITY PROVIDED BY A KILOVOLTAGE CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY. J APPL CLIN MED PHYS. 2013 JAN 7;14(1):3888. DOI: 10.1120/JACMP.V14I1.3888. PMID: 23318380; PMCID: PMC5714052.

<sup>4</sup> CHAO EH, TOTL TL, BROMBERG NB, WILLIAMS EC, FOX SH, CARLETON DA. A STATISTICAL METHOD OF DEFINING LOW CONTRAST DETECTABILITY. RADIOLOGY. 2000;217:162.

## ESTUDIO DE COHORTES SOBRE EL EFECTO DE LA VARIACIÓN DEL CONTORNO EXTERNO EN LA RADIOTERAPIA ESTEREOTÁCTICA CORPORAL DE VÉRTEBRAS

Cano Iglesias, E. (1); Camús Martínez, J. A. (1); Torres Sánchez, J. (1); Guirado Llorente, D. (2); de la Vega Fernández, J. M. (1)  
(1) Hospital Universitario Reina Sofía, (2) Hospital Universitario San Cecilio

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, RADIOBIOLOGÍA, RADIOTERAPIA ESTEREOTÁCTICA CORPORAL

### INTRODUCCIÓN

En nuestro centro las metástasis vertebrales (MV) se tratan en sesiones únicas de 18 Gy. Antes del inicio de tratamiento pueden suceder cambios en el contorno externo (CCE), esto podría tener implicaciones en la distribución de dosis, la probabilidad de control tumoral (PCT) y la dosis en médula ósea (MO), como muestran trabajos previos<sup>1</sup>. El objetivo del presente trabajo es estudiar estas influencias.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La cohorte del estudio incluye 45 pacientes con MV, tratados entre 2015 y 2022 en un acelerador ELEKTA Versa HD con arcoterapia de intensidad modulada de 6 MV.

Con un modelo logístico binomial puede establecerse la relación entre la PCT a 2 años (PCT2) y la dosis uniforme equivalente (DUE)<sup>2</sup>. El modelo se realiza con una muestra de 24 pacientes, aquellos con seguimiento de dos años.

$$\mathrm{PCT2}(DUE) = \left[ 1 + \left( \frac{DUE_{50}}{DUE} \right)^{4/\gamma} \right]^{-1}$$

DUE<sub>50</sub> es el valor DUE para PCT2=0.5.

$\gamma$  es valor máximo del gradiente normalizado de la función dosis – respuesta.

Mediante este modelo puede calcularse la influencia que tiene en la PCT2 el CCE. El sistema de planificación Monaco de ELEKTA permite simular CCE ( $\pm 2$ ,  $\pm 1.2$ ,  $\pm 0.6$ ,  $\pm 0.3$  y  $\pm 0.15$  cm) en los pacientes de la cohorte, y recalcular el plan original para obtener los nuevos histogramas dosis volumen (HDV) y su DUE.

Se dispone de datos provisionales para conocer como varía la dosis máxima ( $D_{\max, MO}$ ) (0.035 cm<sup>3</sup>) del PRV MO (MO + 3mm). El objetivo es  $D_{\max, MO} < 14$  Gy.

Todos los intervalos de confianza son del 95%.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN



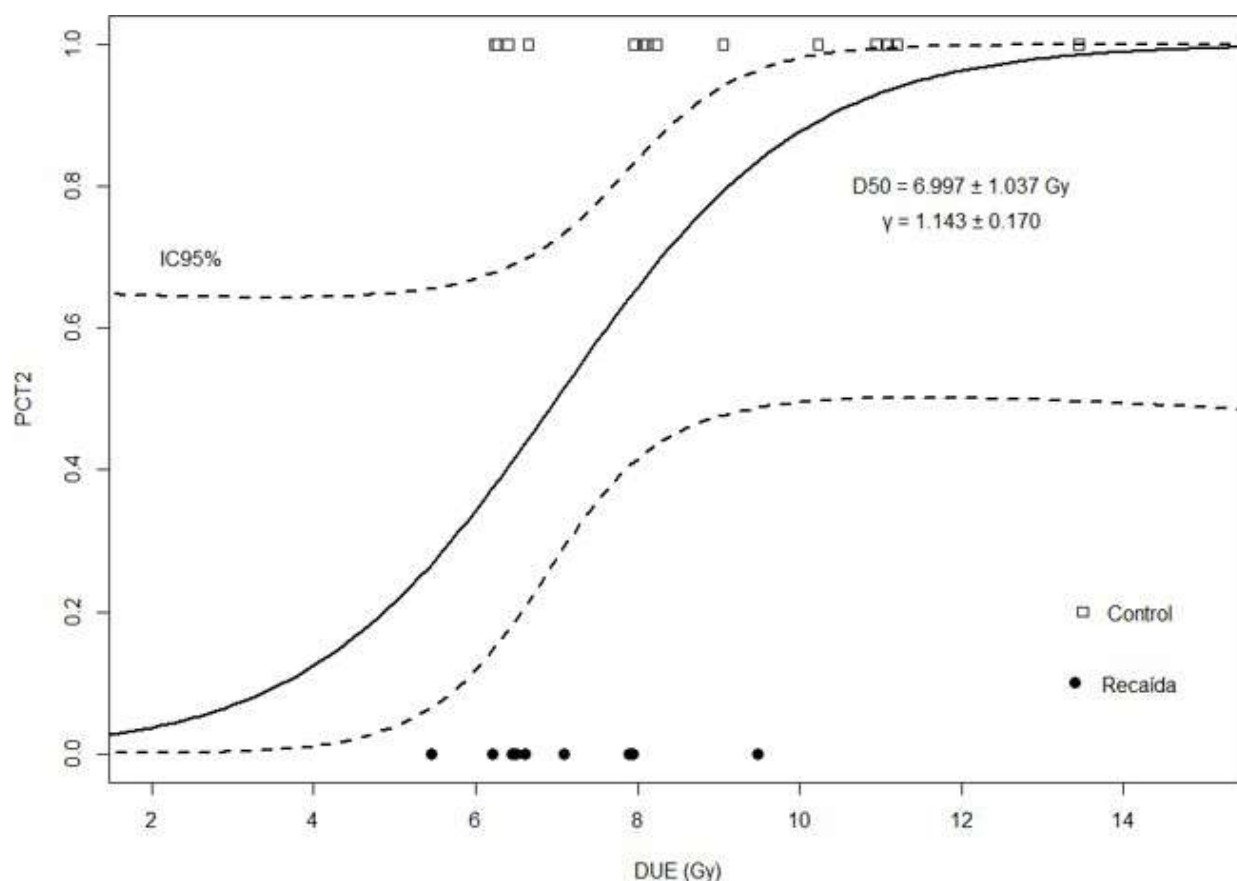
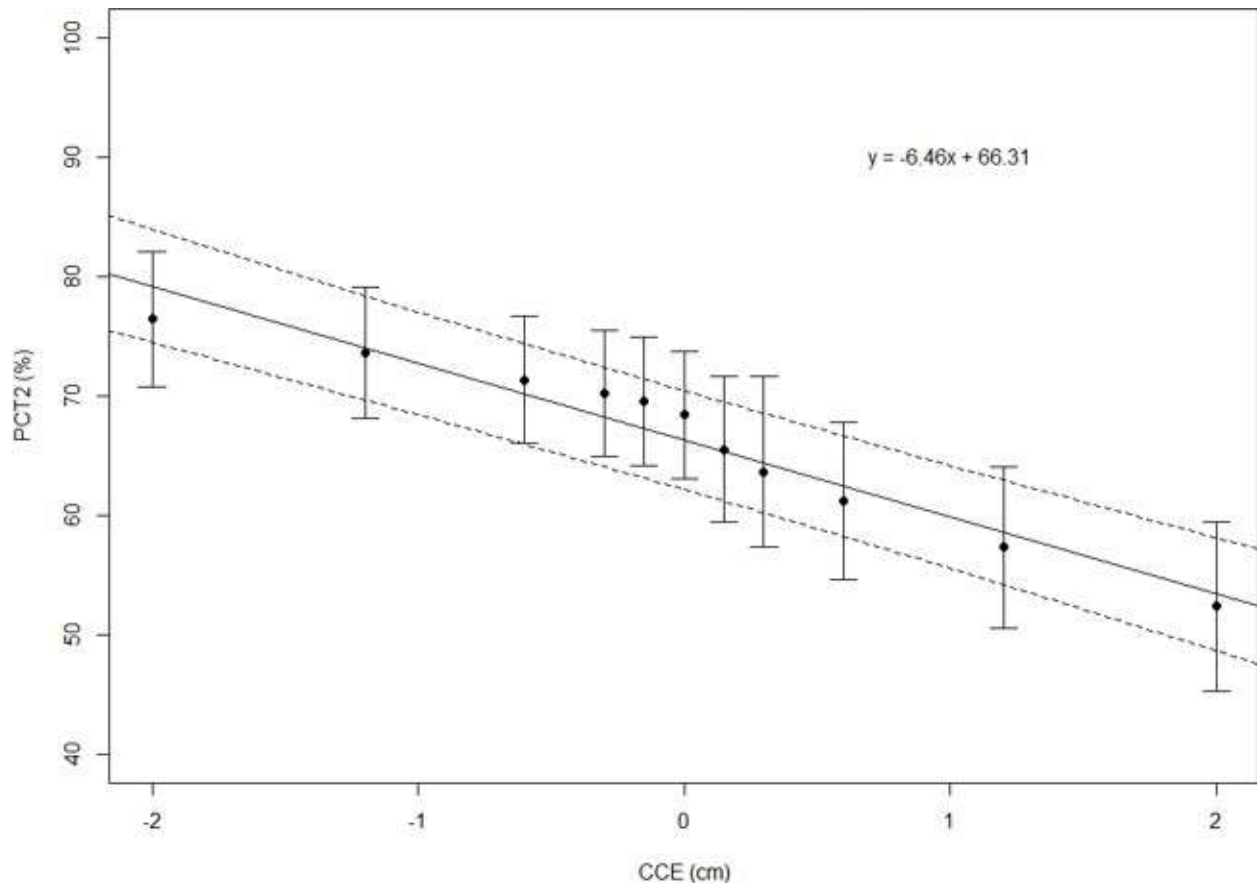


Figura 1. Relación dosis-respuesta para el tratamiento de metástasis vertebrales con sesiones únicas de 18 Gy. En el eje X se muestra *DUE* (Gy), en el eje Y la PCT2. La línea sólida representa la curva sigmoidea del ajuste, y las líneas de trazos el intervalo de confianza de 95%. Los puntos representan la *DUE* de los pacientes, los que han sobrevivido (PCT2=1) o no (PCT2=0).





**Figura 2.** En el eje X la CCE (cm), y en el eje Y la PCT2 (%). Los puntos representan la  $\overline{PCT2}$  de las simulaciones del CCE y las barras el intervalo de confianza del 95%. Se muestra el ajuste lineal de los resultados, con un coeficiente de correlación  $r^2 = 0.95$ , y los intervalos de confianza del 95% de la predicción.

La figura 1 muestra la curva sigmoidea que relaciona la PCT2 con la DUE. El ajuste del modelo logístico binomial es correcto. A partir de 9 Gy de la DUE, la PCT2 es  $>0.78$  [0.94-0.48], y se presenta solo un caso de recaída. La DUE está relacionado con la forma de los HDV. En el análisis preliminar realizado se comprueba cómo valores altos de DUE se relacionan con mayores coberturas del volumen objetivo de planificación, esto se sostiene por un coeficiente de correlación 0.75 y 0.62 de DUE con D50% y D98%.

La figura 2 representa el modelo lineal que relaciona la PCT2 con el CCE. La  $\overline{PCT2}_{\text{inicial}}$  es  $66.6 \pm 5.3$  %; mínima de  $52.4 \pm 7.1$  %, máxima de  $76.4 \pm 5.7$  %. La influencia del CEE en los HDV, debido a la variación del camino radiológico que provoca, hace que se produzcan diferencias estadísticamente significativas de la DUE y la PCT2.

El valor  $\overline{D_{\text{max}, \text{MO}}}$  es  $11.2 \pm 0.7$  Gy, y su variabilidad es  $\pm 5\%$  en el intervalo CCE. Solo cinco pacientes superan el valor objetivo de  $D_{\text{max}, \text{MO}}$  (0.035 cm<sup>3</sup>) a partir de -1.2 cm.

Las principales limitaciones del estudio son: el bajo número de pacientes, el estudio es unicéntrico, y solo se usa la variable DUE.

## CONCLUSIÓN

Los modelos obtenidos son robustos. El estudio preliminar muestra que la variable DUE podría usarse predictivamente para obtener la PCT2 a través del modelo logístico binomial. El CCE es una variable de importancia clínica, influye de forma estadísticamente significativa en DUE y, a su vez, en PCT2.

## REFERENCIAS

- CHEN C. WILL WEIGHT LOSS SIGNIFICANT DOSIMETRIC CHANGES OF TARGET VOLUMES AND ORGANS AT RISK IN NASOPHARYNGEAL CARCINOMA TREATED WITH INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY? MED. DOSIM. 2014; 39:34-77.
- ANDRZEJ N. REPORTING AND ANALYZING DOSE DISTRIBUTION: A CONCEPT OF EQUIVALENT UNIFORM DOSE. MED. PHYS. 1997; 24:103-10.



# IMPLEMENTACIÓN, USO Y EVALUACIÓN DE UN SISTEMA PROPIO DE SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA DE ÓRGANOS DE RIESGO EN RADIOTERAPIA BASADO EN INTELIGENCIA ARTIFICIAL

Martí Asenjo, J. (1); Martínez-Larraz Solís, A. (2); Martín Álvarez, R. (1); Colado Álvarez, D. (1); Gómez Agudo, C. (1); Fernández Letón, P. (1)  
(1) Hospital HM Sanchinarro, (2) Freepik,

PALABRAS CLAVE: SEGMENTACIÓN ÓRGANOS DE RIESGO INTELIGENCIA ARTIFICIAL DEEP LEARNING

## INTRODUCCIÓN

Un sistema de segmentación automático de órganos de riesgo (OARs) basado en el uso de Redes Neuronales Convolucionales (CNN)[1], fue desarrollado en HM Sanchinarro en el año 2019 y entrenado a partir de 1500 pacientes para la segmentación de 22 OARs. En 2021 el sistema se implementó en el flujo de trabajo del Servicio de Radioterapia, donde más de 1800 pacientes han sido segmentados de forma automática.

Cada estudio de simulación para un nuevo paciente se envía directamente al sistema de segmentación, donde se crea un archivo de estructuras dicom (RTSTRUCT) que se importa al sistema de planificación (TPS). El sistema almacena una copia de las estructuras original. Tras la importación, los volúmenes son revisados por Técnicos Especialistas (TERD) y Oncólogos Radioterápicos (OR). Un total de 350 pacientes revisados y corregidos han sido exportados y comparados con la segmentación automática en base al coeficiente de similitud dice (DSC), la distancia Hausdorff (Hd) y el número de falsos positivos (FP) y negativos (FN).

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para el entrenamiento se emplearon más de 1500 estudios de tomografía computarizada (TC) procedentes de tres equipos diferentes. Los OARs fueron definidos y revisados por un equipo de 6 TERD y 10 OR.

Una CNN fue diseñada en Python 3.8, con arquitectura tipo U-Net modificada [2]. El sistema se diseñó de forma secuencial, con un total de 12 redes en serie, cada una entrenada para la segmentación de entre 1-3 órganos distintos.

Se ha utilizado un ordenador con microprocesador AMD Ryzen thread ripper 1950x, 32 GB de RAM y GPU GeForce RTX 2080.

El análisis y la comparativa entre el archivo de estructuras generado de forma automática y el modificado manualmente, se ha llevado a cabo mediante Matlab (© 1994-2020 The Math-Works, Inc.).

## RESULTADOS

Se muestran a continuación el promedio y P75 para el DSC y la Hd. Se muestran también para el porcentaje por paciente de FP y FN respecto al número de imágenes. Serán FP aquellas imágenes donde la red ha segmentado el órgano pero que en la corrección manual ha sido eliminado. Será considerado un FN la situación inversa. El porcentaje está calculado para cada paciente en relación al número de cortes.



**DSC (media)**  
**DSC (P75)**  
**HD (media)**  
**HD (P75)**  
**FP (media)**  
**FP (P75)**  
**FN (media)**  
**FN (P75)**  
**Total Pacientes evaluados**

| Vejiga | Cabeza Femoral Izq. | Cabeza Femoral Dch. | Recto | Riñón Izq. | Riñón Dch. | Hígado | Intestino Delgado | Estómago | Canal espinal | Esófago |
|--------|---------------------|---------------------|-------|------------|------------|--------|-------------------|----------|---------------|---------|
| 0.91   | 0.87                | 0.88                | 0.83  | 0.96       | 0.97       | 0.98   | 0.58              | 0.88     | 0.90          | 0.79    |
| 0.99   | 1.00                | 1.00                | 0.94  | 1.00       | 1.00       | 1.00   | 0.78              | 0.99     | 1.00          | 0.95    |
| 11.1   | 55.8                | 48.6                | 28.8  | 11.6       | 7.3        | 10.0   | 69.3              | 20.1     | 27.8          | 16.3    |
| 15.3   | 56.7                | 53.8                | 35.0  | 6.1        | 5.3        | 9.6    | 98.8              | 27.9     | 35.7          | 14.4    |
| 0.05%  | 2.75%               | 2.77%               | 1.01% | 0.26%      | 0.09%      | 0.22%  | 6.44%             | 0.33%    | 5.18%         | 1.50%   |
| 0.00%  | 4.50%               | 5.42%               | 1.10% | 0.00%      | 0.00%      | 0.00%  | 11.51%            | 0.00%    | 2.16%         | 0.00%   |
| 1.31%  | 1.03%               | 0.92%               | 1.99% | 0.87%      | 0.79%      | 1.06%  | 3.58%             | 2.38%    | 2.15%         | 2.64%   |
| 1.02%  | 0.00%               | 0.00%               | 2.43% | 0.00%      | 0.00%      | 0.00%  | 5.86%             | 3.29%    | 0.00%         | 2.21%   |
| 94     | 93                  | 89                  | 100   | 83         | 82         | 157    | 112               | 71       | 256           | 104     |

**DSC (media)**  
**DSC (P75)**  
**HD (media)**  
**HD (P75)**  
**FP (media)**  
**FP (P75)**  
**FN (media)**  
**FN (P75)**  
**Total Pacientes evaluados**

| Corazón | Pulmón Izq. | Pulmón Dch. | Traquea | Tiroides | Mandíbula | Parótida Izq. | Parótida Dch. | Tronco cerebral | Intestino grueso | Aorta |
|---------|-------------|-------------|---------|----------|-----------|---------------|---------------|-----------------|------------------|-------|
| 0.95    | 0.97        | 0.96        | 0.87    | 0.93     | 0.91      | 0.94          | 0.93          | 0.87            | 0.61             | 0.85  |
| 0.99    | 1.00        | 1.00        | 0.97    | 1.00     | 1.00      | 1.00          | 1.00          | 0.98            | 0.83             | 0.98  |
| 9.4     | 4.7         | 7.3         | 32.1    | 3.2      | 46.8      | 4.2           | 4.2           | 32.6            | 82.9             | 29.1  |
| 12.0    | 5.0         | 6.0         | 51.1    | 4.4      | 113.9     | 6.0           | 9.0           | 56.9            | 137.0            | 31.6  |
| 0.23%   | 0.03%       | 0.03%       | 3.16%   | 0.00%    | 1.45%     | 0.04%         | 0.00%         | 0.72%           | 5.77%            | 1.84% |
| 0.00%   | 0.00%       | 0.00%       | 6.49%   | 0.00%    | 2.44%     | 0.00%         | 0.00%         | 0.76%           | 11.31%           | 0.62% |
| 1.00%   | 1.59%       | 1.43%       | 1.17%   | 0.84%    | 1.06%     | 0.85%         | 0.70%         | 3.14%           | 7.60%            | 6.68% |
| 0.00%   | 0.00%       | 0.00%       | 0.00%   | 0.00%    | 0.00%     | 0.22%         | 0.32%         | 4.65%           | 12.86%           | 9.40% |
| 191     | 129         | 127         | 96      | 39       | 28        | 23            | 23            | 22              | 118              | 153   |

## DISCUSIÓN

En base al coeficiente DSC, 6 órganos tienen valores promedio por encima del 0.95 y 18 muestran en el P75 un DSC de 0.95 o superior. Hasta 12 órganos muestran un DSC de 1 para al menos el 75% de los pacientes, lo que indica que la segmentación automática no ha requerido corrección.

Valores elevados de Hd parecen estar relacionados con los FP y FN, apareciendo pequeñas islas segmentadas a grandes distancias del órgano original. Destacan los valores elevados en la mandíbula y cabezas femorales.

## CONCLUSIONES

El sistema presenta altas capacidades en la segmentación de 18 órganos que requieren poca o muy poca corrección en al menos el 75% de los casos. Únicamente el intestino grueso y delgado destacan por presentar valores de DSC inferiores al

0.8 de media.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> O. RONNEBERGER, P. FISCHER, AND T. BROX, "U-NET: CONVOLUTIONAL NETWORKS FOR BIOMEDICAL IMAGE SEGMENTATION" IN INTERNATIONAL CONFERENCE ON MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION. SPRINGER, 2015, PP. 234-241.
- <sup>2</sup> MARTI ASENJO, J., MARTINEZ-LARRAZ SOLÍS, A. (2021). MRI BRAIN TUMOR SEGMENTATION USING A 2D-3D U-NET ENSEMBLE. IN: CRIMI, A., BAKAS, S. (EDS) BRAINLESION: GLIOMA, Multiple Sclerosis, Stroke and Traumatic Brain Injuries. BrainLes 2020. Lecture Notes in Computer Science(), vol 12658. Springer, Cham. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-72084-1\\_32](https://doi.org/10.1007/978-3-030-72084-1_32)



## ÁREA TEMÁTICA: DOSIMETRÍA DE PACIENTES

### COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN DE ACTIVIDAD PARA ESFEROIDES EN IMÁGENES SPECT/CT

Mínguez Gabiña, P. (1); Martín Veganzones, M. (1); Gallardo Rodríguez, N. (1); Jauregui Monasterio, I. (2); del Amo Mateos, C. (2); Monserrat Fuertes, T. (3); Espinosa Sola, J. M. (1)

(1) Hospital Universitario Cruces / Gurutzeta Unibertsitate Ospitalea, (2) Biocruces Bizkaia Health Research Institute, (3) Hospital Universitario Central de Asturias

**PALABRAS CLAVE:** COEFICIENTES RECUPERACIÓN, SPECT CUANTITATIVO, IMPRESORA 3D

#### INTRODUCCIÓN

Debido a la baja resolución espacial de las imágenes SPECT, para calcular la actividad en un volumen de interés (VOI) se aplican normalmente coeficientes de recuperación (RC) para determinar las actividades de dichos VOIs. Dichos RCs se determinan normalmente usando geometrías esféricas pero los VOIs pueden tener geometrías diversas lo que puede generar errores en la determinación de la actividad.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han usado las 6 esferas del maniquí NEMA IEC de cuerpo, y además 3 esferas de mayor volumen, así como 9 esferoides oblatos y 9 esferoides prolatos impresos en impresora 3D a partir de resina Formlabs®. En la Tabla aparecen las dimensiones internas de los insertos. Los 27 insertos se han rellenado con una solución de  $^{99m}\text{Tc}$  y otra de  $^{177}\text{Lu}$ . Se han adquirido imágenes SPECT/CT en una gammacámara Siemens Symbia Intevo Bold para los insertos rellenos con  $^{99m}\text{Tc}$  y en una gammacámara General Electric NM/CT 870 para los insertos rellenos con  $^{177}\text{Lu}$ . Las imágenes SPECT se han reconstruido con un método OSEM optimizando el número de actualizaciones. Para todos los insertos se ha representado la tasa de señal por unidad de actividad (TSA) en función del volumen y del cociente volumen/superficie. Se han usado los valores de TSA para evitar tener posibles errores en el proceso de calibración que puedan afectar al análisis de los datos respecto a la forma de los insertos.

#### RESULTADOS

En la figura se representan los valores de TSA en función del volumen y del cociente volumen/superficie. Se observan diferencias en las curvas de los TSAs en función del volumen para las esferas, esferoides prolatos y esferoides oblatos. Además, se observa que las curvas de los 3 tipos de inserto en función del cociente volumen/superficie siguen un comportamiento más parecido.

#### DISCUSIÓN

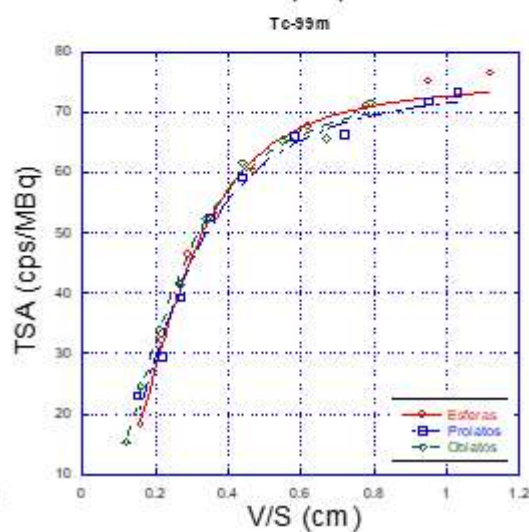
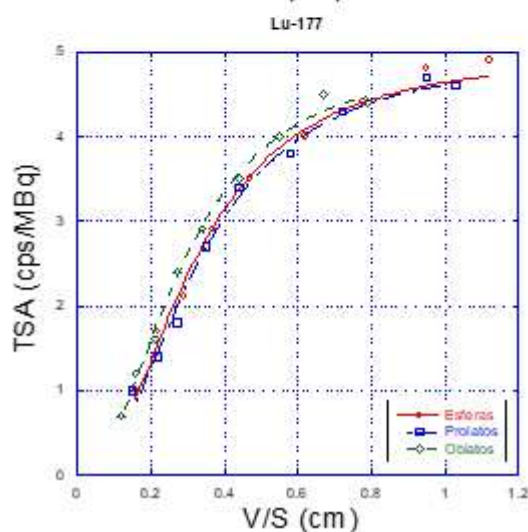
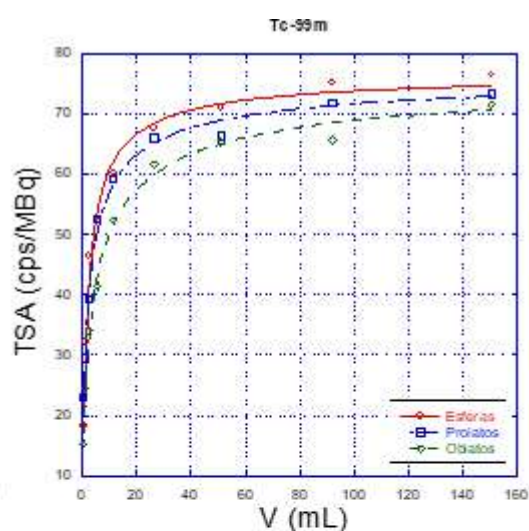
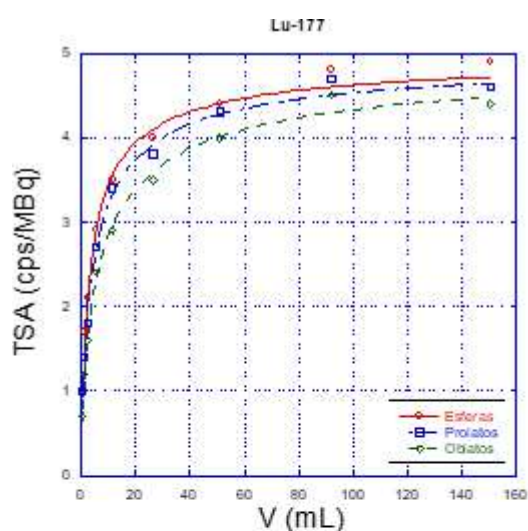
Cuando se utilizan curvas de recuperación obtenidas para esferas, para ciertos tipos de geometría, especialmente para esferoides oblatos debido a su mayor superficie respecto al volumen, el cálculo de la actividad puede resultar en una actividad inferior a la real. El uso de curvas de TSAs en función del cociente volumen/superficie implica una mejora en la exactitud de las actividades para dichas geometrías. Los resultados están de acuerdo con los resultados obtenidos por Grings et al.[1] para la geometría del riñón usando  $^{99m}\text{Tc}$  como radionucleido, en los que se concluía que los coeficientes de recuperación se ajustaban mejor al cociente superficie/volumen que al volumen.

Estos resultados permiten avanzar en la mejora de la exactitud del cálculo de dosis absorbidas de órganos o lesiones de determinadas geometrías en terapia con radionucleidos.





|         |           | Esferas       |                         | Esferoides prolatos |           |                         | Esferoides oblatos |           |                         |
|---------|-----------|---------------|-------------------------|---------------------|-----------|-------------------------|--------------------|-----------|-------------------------|
| Inserto | V<br>(mL) | Radio<br>(cm) | S<br>(cm <sup>2</sup> ) | A, B<br>(cm)        | C<br>(cm) | S<br>(cm <sup>2</sup> ) | A, B<br>(cm)       | C<br>(cm) | S<br>(cm <sup>2</sup> ) |
| 1       | 0.5       | 0.5           | 3.1                     | 0.4                 | 0.8       | 3.4                     | 0.8                | 0.2       | 4.5                     |
| 2       | 1.2       | 0.7           | 5.4                     | 0.5                 | 1.0       | 5.7                     | 1.0                | 0.3       | 7.5                     |
| 3       | 2.6       | 0.9           | 9.1                     | 0.7                 | 1.4       | 9.8                     | 1.3                | 0.3       | 12.9                    |
| 4       | 5.6       | 1.1           | 15.2                    | 0.9                 | 1.8       | 16.4                    | 1.7                | 0.4       | 21.6                    |
| 5       | 11.5      | 1.4           | 24.6                    | 1.1                 | 2.2       | 26.6                    | 2.2                | 0.6       | 35.0                    |
| 6       | 26.5      | 1.9           | 43.0                    | 1.5                 | 3.0       | 46.4                    | 2.9                | 0.7       | 61.1                    |
| 7       | 51.0      | 2.3           | 66.5                    | 1.8                 | 3.7       | 71.7                    | 3.6                | 0.9       | 94.4                    |
| 8       | 92.0      | 2.8           | 98.5                    | 2.2                 | 4.5       | 106.3                   | 4.4                | 1.1       | 139.9                   |
| 9       | 150.5     | 3.3           | 136.9                   | 2.6                 | 5.3       | 147.7                   | 5.2                | 1.3       | 194.3                   |



## REFERENCIAS

- [1] GRINGS, A., ET AL., THE MAGNITUDE OF THE PARTIAL VOLUME EFFECT IN SPECT IMAGING OF THE KIDNEYS: A PHANTOM STUDY. EJNMMI Phys, 2022. 9(1): p. 18.



# CÁLCULOS DE MICRODOSIMETRÍA APLICADOS A TERAPIA CON RADIOFÁRMACOS QUE INCLUYEN EMISORES ALFA

Mínguez Gabiña, P. (1); Martín Véganzones, M. (1); Gallardo Rodríguez, N. (1); Espinosa Sola, J. M. (1)

(1) Hospital Universitario Cruces / Gurutzeta Unibertsitate Ospitalea

PALABRAS CLAVE: MICRODOSIMETRÍA, PARTÍCULAS ALFA

## INTRODUCCIÓN

En el caso de dosimetría en terapias con radiofármacos que incluyan emisores de partículas alfa, la dosis absorbida media puede no ser representativa del efecto biológico. Esto es debido principalmente a que en dichos tratamientos las actividades administradas son menores que lo habitual y al corto alcance de las partículas alfa en tejido lo que puede implicar que la desviación relativa de la dosis absorbida local exceda el 20%[1]. Sin embargo, en la práctica clínica lo que se determina es la dosis absorbida media. Existe la posibilidad de determinar las dosis absorbidas para alcanzar una probabilidad de control tumoral (TCP) de 0.9 utilizando cálculos de microdosimetría, y comparar estos resultados con las dosis absorbidas medias calculadas para las lesiones.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El número promedio de impactos de partículas alfa en el núcleo celular para alcanzar un TCP=0.9 viene dado por:

$$(n_{0.9}) = (1/(1-T_1(z_0))) \ln(N_0/\ln(0.9))$$

donde  $N_0$  es el número de células tumorales,  $z_0$  es la energía específica depositada en una célula individual que reduce la supervivencia celular promedio en  $1/e$ , y  $T_1(z_0)$  es la transformada de Laplace de la distribución de energía específica de evento único,  $f_1(z_1)$ .

La transformada de Laplace  $T_1(z_0)$  puede expresarse en función de la energía específica media de evento único ( $z_1$ ) y de la energía específica cuadrática media de evento único ( $z_1^2$ ), que pueden determinarse mediante cálculos de microdosimetría.

Finalmente, la dosis absorbida para alcanzar un TCP=0.9 viene dada por:

$$D_{0.9} = (n_{0.9}) (z_1)$$

Los cálculos de  $(n_{0.9})$  y  $(z_1)$  se realizaron por métodos Monte Carlo suponiendo que las células son esferas concéntricas con núcleos de radios 7.5  $\mu\text{m}$  y cociente célula/núcleo 1.5 y que el radiofármaco presentaba una distribución uniforme. Se usó un valor de 0.7Gy (estimado para la línea celular PC3).

Los valores obtenidos se compararon con valores publicados de dosis absorbida media de lesiones en pacientes tratados con una actividad de 220kBq/kg de  $[^{223}\text{Ra}]\text{Ra-Cl}_2$  o  $[^{225}\text{Ac}]\text{Ac-PSMA}$ [2,3].

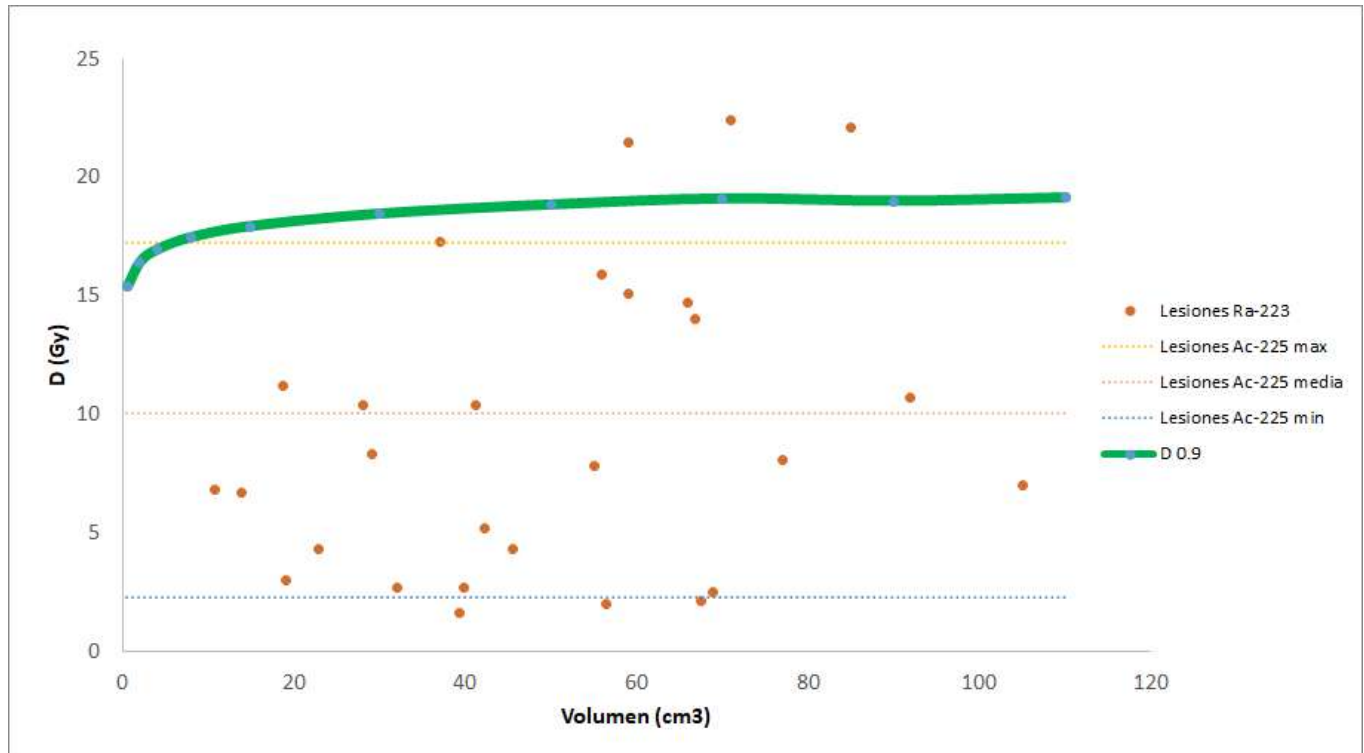
## RESULTADOS

La figura muestra los valores de  $D_{0.9}$  y las dosis absorbidas de las lesiones tanto para el caso del  $[^{223}\text{Ra}]\text{Ra-Cl}_2$  como del  $[^{225}\text{Ac}]\text{Ac-PSMA}$ . Se observa como una gran proporción de lesiones no llega a los valores de  $D_{0.9}$ .

## DISCUSIÓN

Los resultados de este trabajo indicarían que para actividades administradas de 220kBq/kg muchas lesiones quedan por debajo del valor de  $D_{0.9}$ . Los resultados se basan en una serie de aproximaciones, pero pueden servir como explicación básica de la falta de respuesta de los tratamientos considerados y sugieren la necesidad de aumentar las actividades de dichos tratamientos.





## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> [1] KELLERER, A.M. AND D. CHMELEVSKY, CRITERIA FOR THE APPLICABILITY OF LET. RADIAT RES, 1975. 63(2): P. 226-34.
- <sup>2</sup> [2] MURRAY, I., ET AL., THE POTENTIAL OF (223)RA AND (18)F-FLUORIDE IMAGING TO PREDICT BONE LESION RESPONSE TO TREATMENT WITH (223)RA-DICHLORIDE IN CASTRATION-RESISTANT PROSTATE CANCER. EUR J NUCL MED MOL IMAGING, 2017. 44(11): P. 1832-1844.
- <sup>3</sup> [3] KRATOCHWIL, C., ET AL., TARGETED ALPHA THERAPY OF MCRPC: DOSIMETRY ESTIMATE OF (213)BISMUTH-PSMA-617. EUR J NUCL MED MOL IMAGING, 2018. 45(1): P. 31-37.

# RECOMENDACIONES PARA ESTANDARIZAR LA DOSIMETRÍA PRE- TRATAMIENTO EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON ITRIO-90.

Morán Velasco, V. (1); Prieto Azcárate, E. (1); Soria Ruiz-Ograrrio, L. (1); Martínez Francés, E. (1); Sancho Rodríguez, L. (1); Rodríguez-Fraile, M. (1); Martí Climent, J. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, ESTANDARIZACIÓN, METODOLOGÍA, RADIOEMBOLIZACIÓN

## INTRODUCCIÓN

Los procesos de cálculo englobados en la dosimetría personalizada pre-tratamiento en radioembolización no están estandarizados. El objetivo de este estudio es evaluar el impacto de la metodología de cálculo y diseñar un algoritmo de recomendaciones para contribuir a su estandarización.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se evaluaron 97 tumores (13 pacientes) retrospectivamente. Se calcularon las dosis absorbidas promedio en cada tumor ( $D_{\text{tumor}}$ ) empleando: métodos multicompartimentales (partición (MP) y partición multi-tumor (MPMT), desarrollado en nuestro centro), y modelos 3D (depósito local (LDM) y convolución (DPK)).

Para los modelos multicompartimentales, se evaluó el impacto del índice\_TN en  $D_{\text{tumor}}$ , comparando un modelo simplificado, basado en regiones circulares del mismo tamaño (método\_ROIs), con un modelo basado en la segmentación 3D del tejido diana y de cada tumor (método\_VOIs).



Para los modelos 3D, se evaluó el impacto del factor de calibración en  $D_{\text{tumor}}$ , analizando los parámetros implícitos en el cálculo en función de si se emplean imágenes clínicas  $^{99m}\text{Tc}$ -MAA-SPECT-CT (FC\_relativo) o imágenes experimentales (FC\_absoluto). Se evaluaron dos métodos para obtener FC\_absoluto con: maniquíes cilíndricos o fuentes puntuales, verificando los resultados en base a imágenes experimentales con diferentes geometrías.

Se calcularon las diferencias en ( $D_{\text{tumor}}$ ) entre MP, MPMT, DPK y LDM. En los métodos multicompartimentales se empleó el método\_VOIs, y en los métodos 3D el FC\_relativo. Se realizó un análisis Bland-Altman de  $D_{\text{tumor}}$ , y se evaluó la correlación ( $\rho$ ) y concordancia ( $\rho_c$ ) entre métodos. Se diseñó un algoritmo de recomendaciones, considerando los resultados y el impacto clínico de  $D_{\text{tumor}}$ .

## RESULTADOS

Los límites de concordancia de  $D_{\text{tumor}}$  (método\_VOIs vs. método\_ROIs) fueron  $-42/+22$  Gy, con  $\rho=0,90$  y  $\rho_c=0,85$  (concordancia pobre).

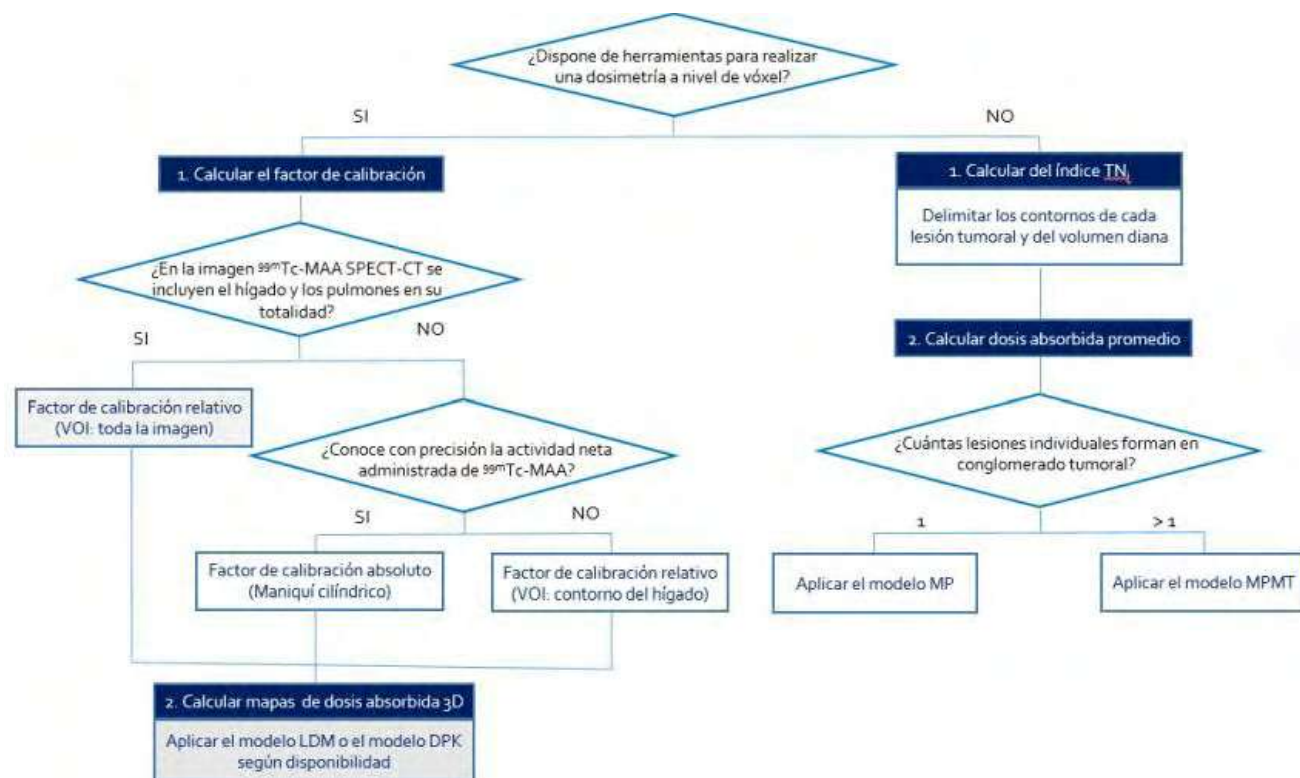
$D_{\text{tumor}}$  depende de la actividad neta de  $^{99m}\text{Tc}$ -MAA, si se emplea FC\_absoluto, y del shunt hepato-pulmonar, si se utiliza FC\_relativo; y no depende de ninguna de estas variables si las imágenes SPECT-CT contienen la totalidad del parénquima pulmonar y hepático. El error relativo entre la actividad calculada a partir de la imagen SPECT y la medida en el activímetro fue  $-4,9\%$  para la fuente puntual y  $-0,3\%$  para el cilindro.

Los resultados de la comparativa de métodos dosimétricos se muestran en la TABLA 1.

| Métodos    | Bland-Altman |                              |      | p      | Coeficiente de correlación (ρ) | Coeficiente de concordancia (ρ <sub>c</sub> ) |
|------------|--------------|------------------------------|------|--------|--------------------------------|-----------------------------------------------|
|            | Sesgo (Gy)   | Límites de concordancia (Gy) |      |        |                                |                                               |
| MP - MPMT  | 5,0          | -60,5                        | 70,4 | 0,30   | 0,55                           | 0,51                                          |
| MP - DPK   | 8,3          | -50,1                        | 66,7 | 0,02   | 0,53                           | 0,50                                          |
| MP - LDM   | 7,5          | -52,2                        | 67,2 | 0,04   | 0,53                           | 0,50                                          |
| MPMT - DPK | 3,3          | -11,9                        | 18,5 | < 0,01 | 0,99                           | 0,97                                          |
| MPMT - LDM | 2,5          | -10,8                        | 15,8 | < 0,01 | 0,99                           | 0,98                                          |
| LDM - DPK  | 0,8          | -1,8                         | 3,4  | < 0,01 | 1,00                           | 1,00                                          |



El algoritmo de recomendaciones se muestra en la Figura1.



## DISCUSIÓN

Tanto el índice<sub>TN</sub> como el factor de calibración han demostrado tener impacto en  $D_{\text{tumor}}$ . Segmentar completamente los compartimentos (método\_VOIs) y utilizar una imagen SPECT-CT que incluya hígado y pulmón para calcular FC<sub>relativo</sub> aumenta la precisión de los cálculos dosimétricos.

Las diferencias encontradas entre modelos dosimétricos, en algunos casos, tienen un impacto sustancial en la planificación del tratamiento. Los resultados de aplicar el modelo MP no son comparables con los del resto. El modelo MPMT y los métodos 3D se pueden utilizar indistintamente, y ambos métodos 3D son totalmente intercambiables.

## CONCLUSIONES

Las dosis absorbidas resultantes de aplicar las diferentes metodologías no son equivalentes. El algoritmo propuesto supone un punto de partida hacia la estandarización de la dosimetría en radioembolización, contribuyendo a la optimización del proceso de cálculo y aumentando su reproducibilidad.

# ANÁLISIS DEL IMPACTO DE LA CORRECCIÓN DE SCATTER A LA DOSIS ABSORBIDA EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE HOLMIO-166

Fernandez Iglesias, A. (1); Caudepon Moreno, F. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Perez Gomez, F. (1); De la Llana Granja, (1); Fuentemilla Urio, N. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Lamaison, M. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Bragado Alvarez, L. (1)  
(1) Hospital Universitario de Navarra

PALABRAS CLAVE: RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA, HO-166, CORRECCIÓN DE DISPERSIÓN, SCATTER

## INTRODUCCIÓN

El Ho-166 además de ser un emisor  $\beta^-$  ( $E_{\text{MAX}}$ : 1.47 MeV–49%, 1.85 MeV–50%) posee una emisión gamma de 80.6 keV (6.7%). Esto permite emplear microesferas de Ho-166 tanto en la simulación como en el tratamiento, ya que la distribución intrahepática



se puede visualizar mediante imágenes de SPECT-CT. Además, el Ho-166 posee múltiples emisiones gamma de mayor energía (1.38 MeV – 0.93%, 1.58 MeV – 0.19%, 1.66 MeV – 0.12%). Tanto la dispersión de estos fotones de mayor energía como el bremsstrahlung generado por el frenado de las partículas  $\beta^-$  hace necesario corregir por scatter las imágenes adquiridas en torno al pico de 80.6 keV. El objetivo de este trabajo es analizar el impacto de esta corrección en la práctica clínica.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan 5 tratamientos realizados con microesferas de Ho-166, aunque el número de lesiones analizadas asciende a 10 debido a que 3 de los pacientes presentaban múltiples lesiones. La adquisición del SPECT-CT se realiza en una Symbia Intevo 6 entre 3 y 5 días después de la administración del tratamiento para evitar efectos de tiempo muerto.

Los parámetros empleados para la adquisición de estas imágenes son:

- Colimador de Energías Medias y Propósito General
- Energía del fotopico: 80 keV (ventana del 15%)
- Ventana de scatter superior: 118 keV (ventana del 12%) Matriz 128x128
- 120 proyecciones de 18 s
- Órbita no-circular, contorno automático
- Modo Step and Shoot

Las reconstrucciones se realizan de forma externa con el paquete de reconstrucción proporcionado por MIM Software v. 7.2.7.:

- Algoritmo de reconstrucción: OSEM Matriz: 128x128
- Iteraciones: 6
- Subconjuntos: 20
- Corrección por atenuación, resolución del colimador
- Filtros de suavizado: Ninguno

Para todos los pacientes se realiza una reconstrucción sin corrección por dispersión y otra corregida por dispersión. Tal y como se indica en la bibliografía se aplica un factor de 1.15 a las cuentas de la ventana de 118 keV para estimar las cuentas en el fotopico debido a Bremsstrahlung, rayos X del plomo y fotones de alta energía dispersados.

Para cada paciente y reconstrucción se normaliza el número de cuentas totales encerradas en el hígado a la actividad total inyectada restando el shunt pulmonar. Para el cálculo de dosis absorbida se emplea el método de deposición local (15.87 Gy·kg/ GBq)

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos.



| Id. Volumen   | Volumen (mL) | Dosis absorbida media (Gy) |                | Desv.  |
|---------------|--------------|----------------------------|----------------|--------|
|               |              | Sin corregir SCAT          | Corregido SCAT |        |
| Tumor 1 pac 1 | 24.77        | 306.3                      | 316.8          | -3.31% |
| Tumor 2 pac 1 | 38.86        | 379.6                      | 391.3          | -2.99% |
| Tumor 1 pac 2 | 72.21        | 473.0                      | 485.0          | -2.48% |
| Tumor 2 pac 2 | 17.2         | 648.1                      | 675.1          | -4.00% |
| Tumor pac 3   | 34.19        | 779.3                      | 796.6          | -2.16% |
| Tumor pac 4   | 105.74       | 383.7                      | 388.3          | -1.21% |
| Tumor 1 pac 5 | 23.08        | 433.8                      | 445.1          | -2.54% |
| Tumor 2 pac 5 | 3.44         | 142.2                      | 144.2          | -1.45% |
| Tumor 3 pac 5 | 4.99         | 198.7                      | 202.8          | -2.02% |
| Tumor 4 pac 5 | 2.96         | 275.9                      | 276.8          | -0.32% |
| Sano pac 1    | 1938.44      | 23.4                       | 23.0           | 1.77%  |
| Sano pac 2    | 2061.75      | 35.8                       | 34.8           | 2.81%  |
| Sano pac 3    | 2077.32      | 32.2                       | 31.9           | 0.88%  |
| Sano pac 4    | 1477.17      | 30.7                       | 30.4           | 1.07%  |
| Sano pac 5    | 1312.45      | 50.6                       | 50.4           | 0.45%  |

De estos resultados se deduce que cuando no se corrige por dispersión la dosis en tumor se infraestima, mientras que la dosis en tejido sano se sobreestima.

#### CONCLUSIONES

Si se encuentra disponible la opción de corrección por dispersión, ésta debe aplicarse para evitar infraestimar la dosis en tumor y sobreestimar la dosis en tejido sano. Sin embargo, el error que se comete cuando no se aplica es aceptable en comparación con la incertidumbre que suponen procesos como la fusión o el contorno.

## DIFERENCIAS EN EL CÁLCULO DE DOSIS EN RIÑÓN MEDIANTE FACTORES S ESFÉRICOS FRENTE A FACTORES S DE VÓXEL EN TRATAMIENTOS CON LU-177DOTATATE

Soto Angona, R. (1); Pena Vaquero, S. (2); Andrés Rodríguez, C. (2); Hurtado Romero, A. (1); Torres Cabrera, R. (1); Agulla Otero, M. (1); Villar Vazquez, C. (1); del Castillo Belmonte, A. (1); Alonso Henández, D. (1); Miguel Perez, D. (1); Frutos Baraja, J. M. (1); Donis Gil, S. (1); Antón García, D. (1); Ruiz, M. (1); Arias Lopez, M. A. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid, (2) Hospital Clínico Universitario

#### INTRODUCCIÓN

Los riñones, junto a la médula ósea, son considerados los órganos de riesgo más relevantes en los tratamientos con Lu-177DOTATATE. Para evaluar la dosis absorbida por los riñones durante el tratamiento se requieren imágenes SPECT-CT que permitan cuantificar la actividad acumulada a lo largo del tiempo. Existen varios métodos de cálculo que se diferencian en las aproximaciones que aplican.

El objetivo de este trabajo es comparar dos métodos de cálculo de dosis en riñones en tratamientos de Lu-177DOTATATE basados en la aplicación de coeficientes S esféricos y coeficientes S de vóxel.

#### MATERIAL Y MÉTODO

Se seleccionaron 4 pacientes a los que se les administraron 4 ciclos de 7400 MBq de Lu-177DOTATATE. Se realizaron 3 imágenes SPECT por ciclo tras la inyección a los 1,4 y 7 días. Se calculó la dosis recibida por cada riñón por ciclo individualmente mediante



la aplicación de factores S esféricos extraídos del software Olinda 2.2 y de factores S de voxel extraídos de las publicaciones de la Universidad de Bolonia.

En el cálculo con factores esféricos se usó la plataforma Xeleris para realizar una segmentación de los riñones sobre la imagen SPECT y para extraer los datos de actividad y volumen del contorno segmentado. La evolución temporal de la actividad en el riñón se ajustó de forma monoexponencial para extraer la actividad integrada.

En el cálculo con factores de voxel se diseñó un script en Matlab capaz de procesar imágenes DICOM y segmentar volúmenes sobre la imagen SPECT. Estos volúmenes se convolucionaron a través de un kernel tridimensional de valores S de voxel y se ajustaron de forma monoexponencial.

## RESULTADOS

Los resultados para cada método se encuentran en la tabla 1. La diferencia entre métodos se ha representado en la figura 1. La diferencia relativa entre el cálculo por factores esféricos frente a factores de voxel resulta en dosis medias por ciclo mayores en un  $44\pm 23\%$  para el riñón derecho y  $40\pm 23\%$  mayores para el riñón izquierdo.

## DISCUSIÓN

Ambas formas de cálculo resultan en dosis congruentes por debajo de los 23 Gy y consistentes con cálculos similares en literatura.

El valor de dosis obtenido depende fuertemente del volumen segmentado, siendo script en Matlab más consistente y realista a la hora de determinarlo, además de permitir un análisis más preciso mediante la elaboración de histogramas. Sin embargo, la segmentación en Xeleris conlleva un consumo de tiempo menor que en Matlab.

El cálculo de dosis mediante valores S de voxel muestra valores consistentemente más pequeños entre ciclos de un mismo paciente que el cálculo mediante valores S esféricos, así como con una dispersión considerablemente menor entre ciclos.

## CONCLUSIÓN

El cálculo de dosis mediante factores S de voxel muestra una diferencia relevante con respecto a los factores esféricos, así como resultados más consistentes. Existe una fuerte dependencia entre el resultado del cálculo y el valor del volumen segmentado, siendo el principal factor que afecta al valor y dispersión de los resultados. Ambos métodos otorgan resultados efectivos en el cálculo de la dosis al órgano.





| Paciente | D riñón derecho (Gy) |           | D riñón izquierdo (Gy) |           |
|----------|----------------------|-----------|------------------------|-----------|
|          | S esfera             | S vóxel   | S esfera               | S vóxel   |
| 1        | 2.42±0.71            | 1.56±0.24 | 2.38±0.63              | 1.64±0.21 |
| 2        | 1.49±0.33            | 1.06±0.18 | 1.46±0.46              | 1.06±0.18 |
| 3        | 2.8±0.74             | 1.71±0.14 | 2.75±0.53              | 1.71±0.14 |
| 4        | 1.45±0.51            | 1.25±0.43 | 1.38±0.5               | 1.25±0.43 |

Tabla 1: Dosis media en riñón por ciclo para cada paciente

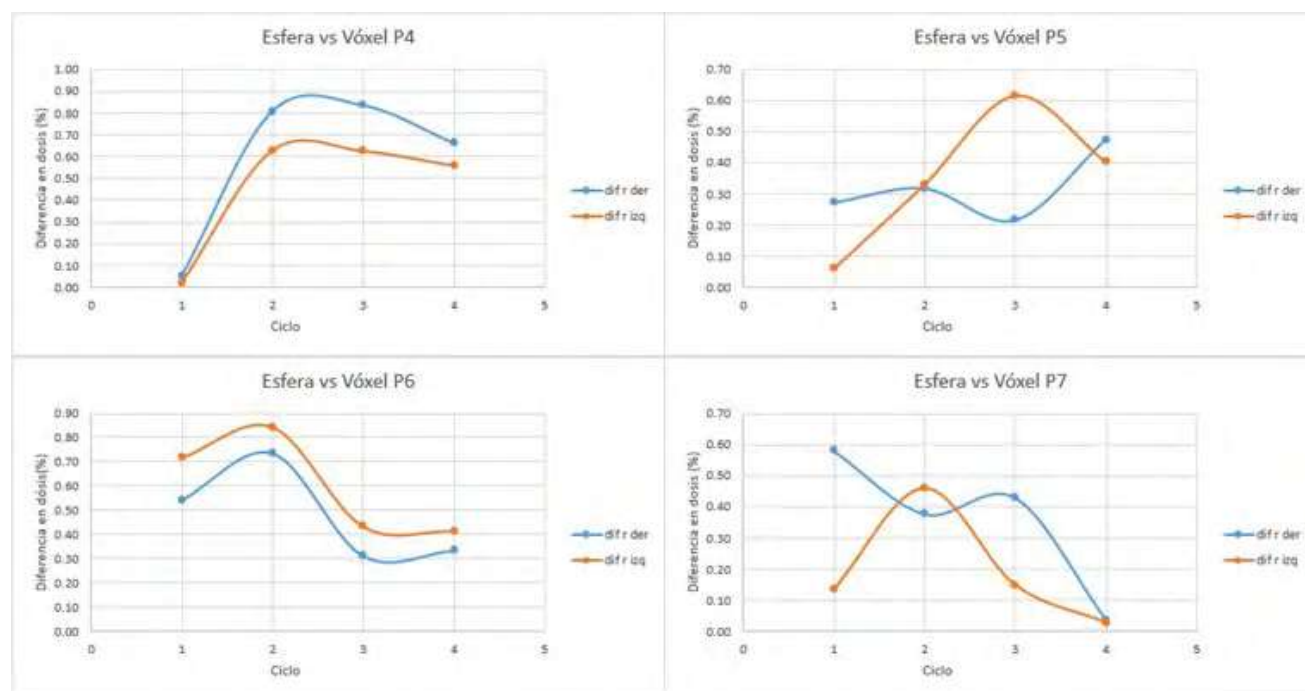


Figura 1: Comparativa de diferencia relativa de dosis por ciclo en riñón según cálculo por factores S esféricos frente a factores S de vóxel

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> LANCONELLI N, PACILIO M, LO MEO S, BOTTA F, DI DIA A, AROCHE AT, PÉREZ MA, CREMONESI M. A FREE DATABASE OF RADIONUCLIDE VOXEL S VALUES FOR THE DOSIMETRY OF NONUNIFORM ACTIVITY DISTRIBUTIONS. PHYS MED BIOL. 2012 JAN 21;57(2):517-33. DOI: 10.1088/0031-9155/57/2/517. PMID: 22217735.
- <sup>2</sup> BOLCH WE, BOUCHET LG, ROBERTSON JS, WESSELS BW, SIEGEL JA, HOWELL RW, ERDI AK, AYDOGAN B, COSTES S, WATSON EE, BRILL AB, CHARKES ND, FISHER DR, HAYS MT, THOMAS SR. MIRD PAMPHLET NO. 17: THE DOSIMETRY OF NONUNIFORM ACTIVITY DISTRIBUTIONS—RADIONUCLIDE S VALUES AT THE VOXEL LEVEL. MEDICAL INTERNAL RADIATION DOSE COMMITTEE. J NUCL MED. 1999 JAN;40(1):11S-36S. PMID: 9935083.

## ÁREA TEMÁTICA: RD-DOSIMETRÍA DE PACIENTES

# MODELO PARA EL PERFIL DE DOSIS DE UN CT SOBRE UN MANIQUÍ DE PMMA DE CABEZA

Lozano Martínez, F. R. (1); Martínez Gómez, L. C. (1); Rot San Juan, M. J. (1); Gilarranz Moreno, R. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

## INTRODUCCIÓN

En este trabajo se presenta un modelo para el perfil de dosis depositada en un maniquí estándar de 16 cm de diámetro y 15 cm de longitud fabricado con "polimetil metacrilato" (PMMA) en un equipo de tomografía computarizada o TC. El trabajo completo ha sido presentado a la revista de la sociedad española de física médica, siendo aceptado para su publicación.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El desarrollo de este modelo se ha hecho sobre los datos de dosis recogidos con la sonda "dose profiler" de RTI Electronics, colocada en la parte central de un maniquí estándar de cabeza para dosimetría TC, específicamente el maniquí de cabeza, que tiene unas dimensiones de 15 cm de longitud y 16 cm de diámetro. Para la elaboración del modelo se ha dividido el perfil de dosis en dos partes. La primera de ellas correspondiente a la parte central o parte del pico propiamente dicho  $D_{pico}$  y la segunda parte es la parte debida a la dispersa que hemos llamado  $D_{cola}$ .

Se ha supuesto que la contribución del pico tiene la forma

$$\dot{D}_{pico}(mGy/s) = A_1 \operatorname{erf}\left(\frac{z - a}{\sigma}\right)(1 - Bz^2) \quad \text{y que la parte de la cola toma la forma}$$

$$\dot{D}_{cola}(mGy/s) = \int_0^R \frac{1}{r} e^{-\mu r} d^2dS \quad (\text{la justificación de estas elecciones se puede ver en el trabajo}$$

completo). Tras una serie de cálculos se puede resolver la parte de la cola, quedando de la forma:

$$\dot{D}_{cola}(mGy/s) = A_2 e^{-\mu/\sqrt{z^2 + R^2}} \ln(1 + \frac{R^2}{z^2})$$

En la siguiente figura se pueden ver las partes del modelo de forma gráfica:

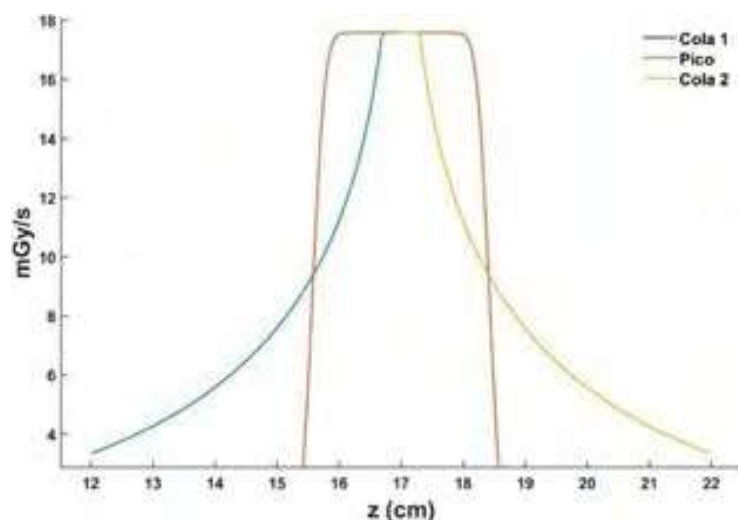


FIGURA 1. Modelo completo

Al tratarse de un modelo paramétrico ha sido realizada una rutina en MATLAB para ajustar dichos parámetros ( $A_1$ ,  $A_2$ ,  $B$  y  $a$ ) a cada uno de los perfiles medidos experimentalmente. Esta rutina se encuentra detallada en el trabajo completo.

## RESULTADOS

Al aplicar el anterior modelo a datos recogidos en diferentes equipos con diferentes parámetros de adquisición hemos encontrado los siguientes resultados resumidos en la siguiente figura:

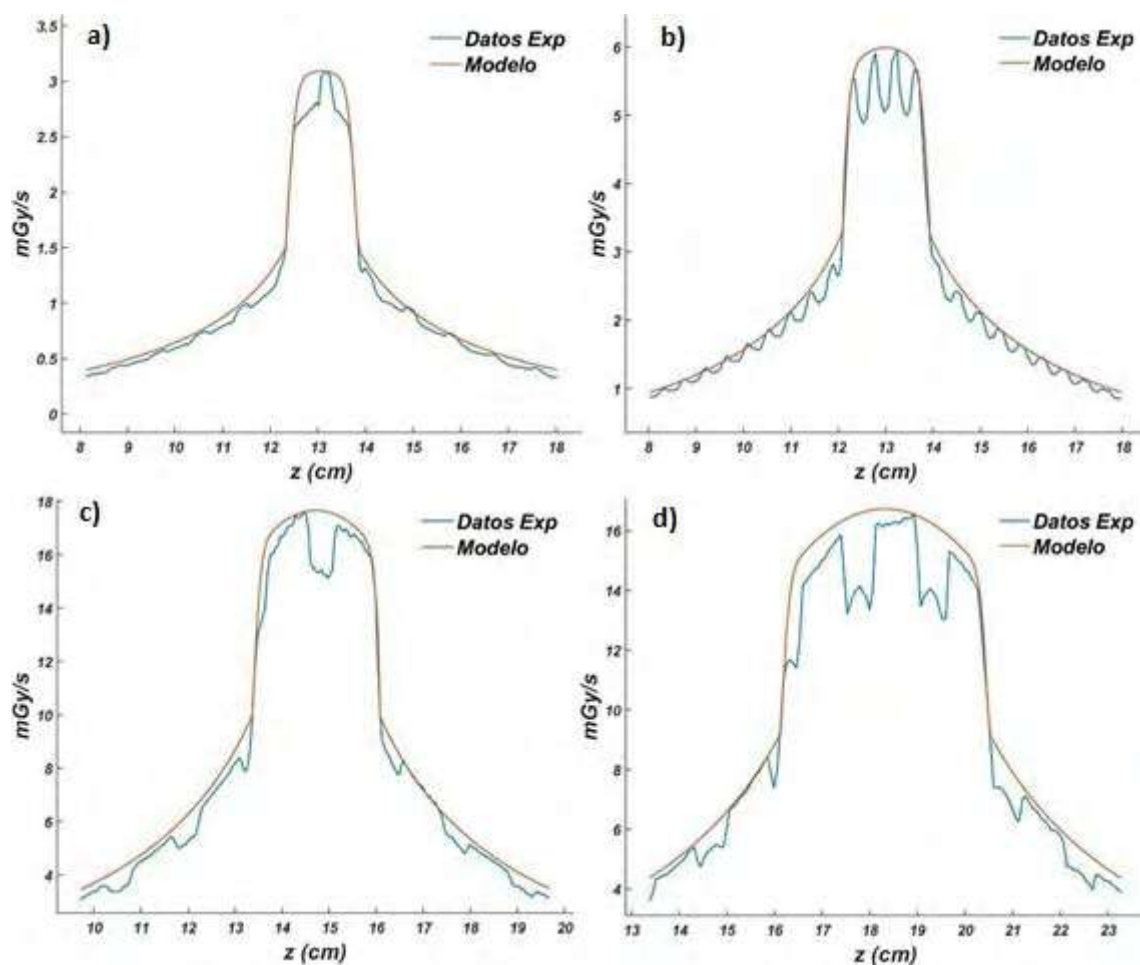


FIGURA 2. Representación de los datos experimentales junto con el modelo propuesto para diversos equipos y técnicas de adquisición

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El modelo es una aproximación de gran versatilidad para el ajuste de la forma del perfil de dosis, ya que en algunos casos podría considerarse más parabólica, al igual que la contribución de radiación dispersa puede ser manipulada convenientemente. Además, el desarrollo del software permite analizar de forma rápida y sencilla los valores experimentales de los perfiles.

Este modelo se ajusta satisfactoriamente a los resultados experimentales y es capaz de predecir la forma del perfil, podría ser utilizado como base para la determinación de otros parámetros dosimétricos, como la dosis a paciente por ejemplo.

## DOSIMETRÍA EN UN SISTEMA DE MAMOGRAFÍA CON CONTRASTE (CEDM)

García Castañón, P. (1); Paradelo Díaz, G. (1); Rosado Del Castillo, R. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Honorato Hernández, S. (1); Prieto Martín, C. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: MAMOGRAFÍA CON CONTRASTE, DOSIMETRÍA, DOSIS GLANDULAR MEDIA

## INTRODUCCIÓN

El equipo Hologic 3Dimensions permite realizar imagen de mamografía 2D, tomosíntesis e imagen espectral realzada con contraste (CEDM), combinando dos imágenes de diferentes energías. Se suele emplear en pacientes ya diagnosticadas para conseguir una mejor estadificación. Según la bibliografía publicada, se podría producir un 20 y un 80% de aumento en la dosis glandular media (DGM), ya que se realizan una imagen de alta y otra de baja energía.



Este estudio analiza y compara la dosis glandular en el modo de adquisición CEDM con la dosis en mamografía 2D.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se ha realizado en un equipo de mamografía con tomosíntesis Hologic 3Dimensions al cual se ha añadido el módulo que permite realizar CEDM. Para generar la imagen espectral, se comienza administrando contraste yodado. Posteriormente se realizan dos adquisiciones, una por debajo (baja energía) y otra por encima y cercana a la banda de absorción del yodo (alta energía), para potenciar la absorción diferencial. Finalmente, mediante su sustracción digital, se obtiene la imagen espectral empleada para el diagnóstico. La primera es similar a una imagen convencional 2D (kilovoltaje, mAs y ánodo/filtro habituales para el espesor y glandularidad de mama) y la segunda utiliza un filtro W/Cu y un kilovoltaje comprendido entre 40 y 49 kVp. Ambas imágenes se realizan con control automático de exposición.

Para el cálculo dosimétrico, previamente se realizó un control de calidad al equipo, que incluyó medidas de kVp y capa hemirreductora para las calidades de haz mencionadas.

La dosimetría se ha evaluado en maniquí de PMMA con espesores entre 20 y 70 mm. Para el cálculo de la DGM se han utilizado las sucesivas publicaciones de Dance<sup>1</sup> para las distintas modalidades y calidades de haz, para obtener los factores c, g y s necesarios.

## RESULTADOS

En la TABLA 1 se muestran los parámetros seleccionados para cada modalidad, en los que se puede observar que la CEDM de alta energía, al igual que la tomosíntesis, tiene su calidad de haz propia, mientras que la de baja energía utiliza calidades de haz de 2D, aunque el ajuste es ligeramente diferente, lo que implica dosis glandulares menores.

| Espesor<br>(mm<br>PMMA) | 2D       |     |       | CEDM- baja energía |     |       | CEDM- alta energía |     |      |
|-------------------------|----------|-----|-------|--------------------|-----|-------|--------------------|-----|------|
|                         | Án./fil. | kVp | mAs   | Án./fil.           | kVp | mAs   | Án./fil.           | kVp | mAs  |
| 20                      | W/Rh     | 25  | 56    | W/Rh               | 26  | 41    | W/Cu               | 45  | 23   |
| 30                      | W/Rh     | 26  | 81    | W/Rh               | 26  | 74,0  | W/Cu               | 45  | 33,0 |
| 40                      | W/Rh     | 28  | 91    | W/Rh               | 28  | 83,0  | W/Cu               | 45  | 39,0 |
| 45                      | W/Rh     | 29  | 108   | W/Ag               | 29  | 73,0  | W/Cu               | 49  | 26,0 |
| 50                      | W/Rh     | 31  | 137   | W/Ag               | 31  | 89,0  | W/Cu               | 49  | 39,0 |
| 50                      | W/Rh     | 31  | 137   | W/Ag               | 31  | 90,0  | W/Cu               | 49  | 39,0 |
| 50                      | W/Rh     | 31  | 137   | W/Ag               | 31  | 89,0  | W/Cu               | 49  | 39,0 |
| 60                      | W/Ag     | 31  | 153,0 | W/Ag               | 32  | 126,0 | W/Cu               | 49  | 55,0 |
| 70                      | W/Ag     | 34  | 153   | W/Ag               | 33  | 153,0 | W/Cu               | 49  | 69,0 |

Las dosis glandulares se muestran en la TABLA 2, así como las diferencias con respecto al modo estándar 2D.



| Espesor<br>(mm<br>PMMA) | DGM (mGy) |                |                |                 | Dif<br>2D/baja<br>E (%) | Dif 2D/<br>CEDM<br>(%) |
|-------------------------|-----------|----------------|----------------|-----------------|-------------------------|------------------------|
|                         | 2D        | Baja E<br>CEDM | Alta E<br>CEDM | CEDM<br>(total) |                         |                        |
| 20                      | 0,759     | 0,640          | 0,148          | 0,788           | -15,7%                  | 3,7%                   |
| 30                      | 0,998     | 0,911          | 0,204          | 1,115           | -8,7%                   | 10,5%                  |
| 40                      | 1,208     | 1,102          | 0,229          | 1,331           | -8,8%                   | 9,2%                   |
| 45                      | 1,517     | 1,359          | 0,240          | 1,599           | -10,4%                  | 5,1%                   |
| 50                      | 2,171     | 1,910          | 0,351          | 2,261           | -12,0%                  | 4,0%                   |
| 50                      | 2,171     | 1,931          | 0,351          | 2,282           | -11,1%                  | 4,9%                   |
| 50                      | 2,171     | 1,910          | 0,351          | 2,261           | -12,0%                  | 4,0%                   |
| 60                      | 2,916     | 2,669          | 0,473          | 3,143           | -8,5%                   | 7,2%                   |
| 70                      | 3,306     | 3,164          | 0,568          | 3,732           | -4,3%                   | 11,4%                  |

## DISCUSIÓN

La dosis en CEDM supone un aumento de dosis de como máximo un 11% con respecto a la mamografía convencional. Es una técnica segura que mejora la especificidad y sensibilidad con respecto a la mamografía 2D y que está al nivel de las prestaciones de la RMN. Resulta conveniente en mamas densas donde hay más dificultades para distinguir la lesión del tejido sano. El coste dosimétrico es perfectamente asumible, con dosis glandulares en maniquí por debajo de las tolerancias establecidas en el protocolo español de control de calidad para todos los espesores considerados.

## CONCLUSIÓN

La CEDM es una técnica diagnóstica emergente, la cual supone diferencias de dosis con respecto a la mamografía 2D comparable a las diferencias de DGM que puede haber entre diferentes dispositivos 2D.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> DANCE DR, YOUNG KC. Estimation of mean glandular dose for contrast enhanced digital mammography: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. Phys Med Biol. 2014 May 7;59(9):2127-37. doi: 10.1088/0031-9155/59/9/2127. Epub 2014 Apr 4. PMID: 24699200.

# ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EFECTIVA A PARTIR DEL PDA PARA PACIENTES PEDIÁTRICOS EN TELERRADIOGRAFÍAS DE COLUMNA COMPLETA

Agüera Rodríguez, R. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Escobar Corominas, I. (1); Gómez Llorente, P. L. (1); Benito García, J. C. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Montes Fuentes, C. (1); Granado Alonso, L. (1); Tenllado Baena, E. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Ramos Pachó, J. A. (1); García Repiso, S. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: TELERRADIOGRAFÍA, DOSIS EFECTIVA, PDA, DOSIS EQUIVALENTE, PACIENTES PEDIÁTRICOS

## INTRODUCCIÓN

Las telerradiografías permiten diagnosticar las alteraciones en la alineación de la columna vertebral. En este trabajo se analiza una muestra de 74 exploraciones a pacientes en edad adolescente, clasificados en 5 grupos. Se calculan la dosis efectiva y dosis





equivalentes en gónadas y mamas para cada grupo, utilizando el programa PCXMC (STUK, Helsinki, Finland). Se correlaciona la dosis efectiva con las lecturas del PDA.

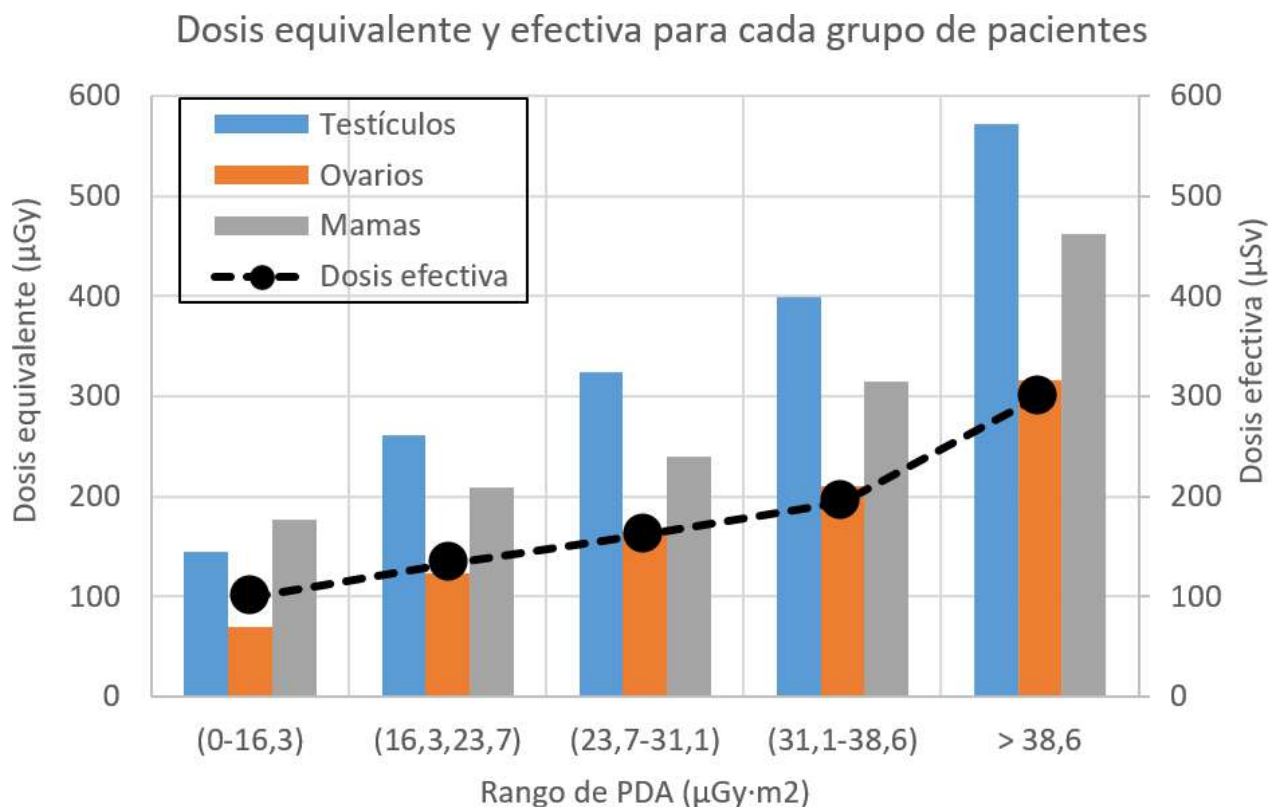
## MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro centro, las telerradiografías de pacientes pediátricos se adquieren en una sala de radiología convencional modelo Ysio Max (Siemens Healthineers), a distancia foco-detector de 300 cm y con un número variable de proyecciones dependiente del tamaño del paciente. La imagen final es reconstruida con el algoritmo de stitching. Para cada una de las 3 proyecciones de 74 exploraciones, se registraron el kV, mAs, filtración adicional, PDA y tamaño de campo, midiendo el rendimiento en el rango de kV de interés. Se definen 5 grupos en función del PDA total de la exploración.

El cálculo de dosis efectiva y equivalente se realizó sobre el maniquí antropomórfico correspondiente a un adolescente de 15 años, de talla y peso estándar, utilizando el programa PCXMC. Las características de los haces de radiación incidentes para cada proyección se han obtenido a partir del promedio de los datos de cada grupo. Para ajustar el modelo, se correlaciona el PDA con los valores de dosis efectiva, obteniendo los coeficientes de conversión que permiten estimarla a partir de las lecturas de la cámara de transmisión. Se comprueba su validez calculando la dosis efectiva para pacientes adquiridos con 2 proyecciones y comparándola con el modelo.

## RESULTADOS

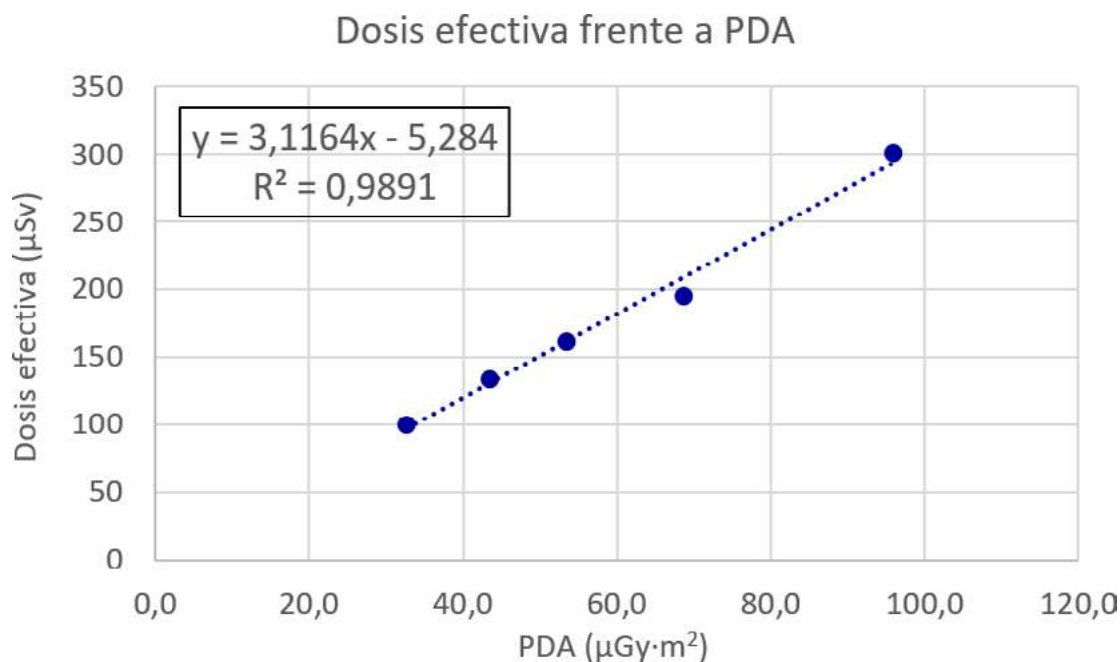
La Gráfica 1 presenta los valores de dosis efectiva y dosis equivalente en órganos de interés para los 5 grupos de pacientes:



**Gráfica 1. Dosis efectiva total y dosis equivalente en gónadas y mamas.**

La relación entre dosis efectiva y PDA para cada grupo de pacientes, cuya recta de regresión presenta un  $R^2=0,989$  aparece en la Gráfica 2. Los coeficientes del modelo dependen de las unidades de medida del PDA, en este caso  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ .





*Gráfica 2. Correlación entre dosis efectiva y PDA*

La dosis efectiva estimada usando los datos de un grupo de 6 pacientes de 2 proyecciones fue de 128,9 μSv, mientras que el valor obtenido a partir del modelo es 121,4 (diferencia del 6%).

#### DISCUSIÓN

Se ha establecido un método sencillo para estimar la dosis efectiva a partir del valor del PDA total de la exploración, en función del tamaño de los pacientes. Se ha establecido su validez en condiciones diferentes a las estándar (2 proyecciones).

#### CONCLUSIONES

Existe una considerable variación de dosis efectiva entre los grupos de pacientes considerados (factor 3), manifestando la necesidad de agruparlos para estimar la dosis.

El uso del filtro de cobre mantiene la dosis efectiva de esta exploración en valores similares a los de un tórax de adulto, implicando por tanto un bajo riesgo radiológico.

El método propuesto proporciona una estimación rápida de la dosis efectiva a partir del valor del PDA para telerradiografías de columna de pacientes pediátricos.

## EVALUACIÓN DE LOS INDICADORES DE DOSIS DGM Y ESAK EN EXPLORACIONES DE MAMOGRAFÍA CON CONTRASTE PARA UNA MUESTRA DE PACIENTES

Escobar Corominas, I. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Gómez Llorente, P. L. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Benito García, J. C. (1); Montes Fuentes, C. (1); Tenllado Baena, E. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Granado Alonso, L. (1); García Repiso, S. (1); Martín Rincón, C. (1)  
(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

**PALABRAS CLAVE:** MAMOGRAFÍA CON CONTRASTE, DOSIS GLANDULAR MEDIA, KERMA EN SUPERFICIE DE ENTRADA, INDICADOR DE DOSIS Y DOSIS A PACIENTE

#### INTRODUCCIÓN

La mamografía con contraste (CESM), recientemente implantada en nuestro centro, permite incrementar la tasa de detección del cáncer de mama mediante el realce espectral de las lesiones captantes en fase temprana. En este trabajo se calculan los valores



de los indicadores de dosis kerma en aire en la superficie de entrada (ESAK) y Dosis Glandular Media (DGM) para una muestra de pacientes.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan exploraciones de mamografía con contraste adquiridas en un equipo GE Senographe Pristina®, que dispone de dos pistas anódicas (Rh y Mo) y tres filtros: 30  $\mu$ m (Ag), 30  $\mu$ m (Mo) y 0.25 mm (Cu). La técnica se basa en la adquisición de dos mamografías, una con bajo kV (2D tradicional con Mo/Mo o Rh/Ag) y una de alto kV (con Mo/Cu o Rh/Cu), tras la administración del contraste iodado. Se analiza una muestra de 35 pacientes (140 proyecciones RCC, LCC, RML y LMLO), extrayendo los siguientes datos de las

| Espesor (mm) | Baja energía |        |                               | Alta energía |        |                               | TOTAL     |        |                         |
|--------------|--------------|--------|-------------------------------|--------------|--------|-------------------------------|-----------|--------|-------------------------|
|              | DGM (mGy)    |        | Dif. DGM calc. Vs. equipo (%) | DGM (mGy)    |        | Dif. DGM calc. Vs. equipo (%) | DGM (mGy) |        | Razón CESM / 2D bajo kV |
| [20 - 32]    | 1.29         | ± 0.15 | 21.1                          | 1.74         | ± 0.01 | 228.7                         | 3.03      | ± 0.16 | 2.35                    |
| [32 - 45]    | 1.35         | ± 0.13 | 17.3                          | 2.27         | ± 0.27 | 223.5                         | 3.63      | ± 0.40 | 2.68                    |
| [45 - 53]    | 1.53         | ± 0.23 | 17.0                          | 2.30         | ± 0.03 | 221.6                         | 3.83      | ± 0.26 | 2.50                    |
| [53 - 60]    | 1.70         | ± 0.32 | 18.2                          | 2.26         | ± 0.04 | 219.3                         | 3.96      | ± 0.35 | 2.32                    |
| [60- 75]     | 2.08         | ± 0.38 | 16.6                          | 2.26         | ± 0.07 | 221.9                         | 4.34      | ± 0.45 | 2.08                    |
| [75-90]      | 2.99         | ± 0.60 | 22.3                          | 2.38         | ± 0.21 | 218.8                         | 5.36      | ± 0.81 | 1.80                    |

TABLA 1

En la TABLA 2 se recogen los valores de DGM calculados y la diferencia con los mostrados por el equipo para las adquisiciones de baja y alta energía y el total, obteniendo la razón CESM/2D (bajo kV).

| Espesor (mm) | Baja energía |        |                                | Alta energía |        |                                | TOTAL      |        |  |
|--------------|--------------|--------|--------------------------------|--------------|--------|--------------------------------|------------|--------|--|
|              | ESAK (mGy)   |        | Dif. ESAK calc. Vs. equipo (%) | ESAK (mGy)   |        | Dif. ESAK calc. Vs. equipo (%) | ESAK (mGy) |        |  |
| [20 - 32]    | 4.44         | ± 0.30 | 14.9                           | 1.75         | ± 0.03 | 217.9                          | 6.19       | ± 0.33 |  |
| [32 - 45]    | 3.79         | ± 0.53 | 13.8                           | 2.45         | ± 0.31 | 223.7                          | 6.24       | ± 0.84 |  |
| [45 - 53]    | 4.58         | ± 0.74 | 14.7                           | 2.63         | ± 0.03 | 225.7                          | 7.21       | ± 0.77 |  |
| [53 - 60]    | 5.53         | ± 1.08 | 15.4                           | 2.69         | ± 0.04 | 222.5                          | 8.22       | ± 1.12 |  |
| [60- 75]     | 8.00         | ± 4.25 | 14.0                           | 2.83         | ± 0.11 | 217.3                          | 10.83      | ± 4.36 |  |
| [75-90]      | 12.58        | ± 2.74 | 13.7                           | 3.23         | ± 0.35 | 211.6                          | 15.81      | ± 3.09 |  |

TABLA 2

## DISCUSIÓN

Al no disponer de coeficientes DgN tabulados para las combinaciones Mo/Cu y Rh/Cu en los protocolos de uso habitual en mamografía se utilizan las tablas de la publicación [3] ampliadas, recibidas por comunicación personal con los autores de ese trabajo.

Los valores obtenidos en este trabajo para la relación de DGM entre la técnica CESM y la mamografía 2D son superiores a los publicados en otros trabajos: 1.78 para la DGM en [4] y 1.68 en DGM [5]. Por tanto, se estudiará la posibilidad de optimizar la técnica.

## CONCLUSIONES

El equipo subestima la DGM y en menor medida el ESAK con respecto a los valores calculados, siendo la diferencia muy elevada (factor 3) para las adquisiciones de alta energía.

La diferencia en DGM para diferentes espesores de compresión es mucho menor para las adquisiciones de alto kV.



La técnica CESM supone un incremento de la DGM con respecto a mamografía 2D entre un factor 1.80 y 2.68, siendo menor para espesores de compresión mayores.

## REFERENCIAS

- [1] DANCE, D.R., YOUNG, K.C., VAN ENGEN, R.E. (2009). FURTHER FACTORS FOR THE ESTIMATION OF MEAN GLANDULAR DOSE USING THE UNITED KINGDOM, EUROPEAN AND IAEA BREAST DOSIMETRY PROTOCOLS. PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, 54, 4316-4372. DOI:10.1088/0031-9155/54/14/002
- [2] BOONE, J.M. (2002). NORMALIZED GLANDULAR DOSE (D<sub>GN</sub>) COEFFICIENTS FOR ARBITRARY X-RAY SPECTRA IN MAMMOGRAPHY: COMPUTER-FIT VALUES OF MONTE CARLO DERIVED DATA. MEDICAL PHYSICS, 29(5), 869-875. DOI: 10.1118/1.1472499
- [3] NOSRATIEH, A., HERNANDEZ, A., SHEN, S.Z., YAFFE, M.J., SEIBERT, J.A., BOONE, J.M. (2015). MEAN GLANDULAR DOSE COEFFICIENTS (D<sub>G</sub>) FOR X-RAY SPECTRA USED IN CONTEMPORARY BREAST IMAGING SYSTEMS. PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, 60(18), 7179-90. DOI: 10.1088/0031-9155/60/18/7179
- [4] COMPARATIVE DOSE OF CONTRAST-ENHANCED SPECTRAL MAMMOGRAPHY (CESM), DIGITAL MAMMOGRAPHY, AND DIGITAL BREAST TOMOSYNTHESIS. (2018). AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY, 211, 839-846. DOI: 10.2214/AJR.17.19036
- [5] FERRANTI, F.R., VASSELLI, F., BARBA, M., SPERATI, F., TERRENATO, I., GRAZIANO, F., VIVI, P., BOTTI, C., VIDIRI, A. (2022). DIAGNOSTIC ACCURACY OF CONTRAST-ENHANCED, SPECTRAL MAMMOGRAPHY (CESM) AND 3T MAGNETIC RESONANCE COMPARED TO FULL-FIELD DIGITAL MAMMOGRAPHY PLUS ULTRASOUND IN BREAST LESIONS: RESULTS OF A (PILOT) OPEN-LABEL, SINGLE-CENTRE PROSPECTIVE STUDY. CANCERS, 14, 1351. DOI: 10.3390/CANCERS14051351

# CAMBIOS EN LOS INDICADORES DE DOSIS Y EN LA CALIDAD DE IMAGEN CON EL GRADO DE ITERACIÓN EN UN TC

Ruiz Manrique, C. (1); Navarro Guirado, F. (1); Fernández Romero, J. J. (1); Casado Villalón, F. J. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Bodineau Gil, C. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

## INTRODUCCIÓN

El RD 601/2019 exige el uso de estrategias para optimizar la exposición a las radiaciones ionizantes.

Los métodos de reconstrucción iterativa para TC reducen el ruido y los artefactos, permitiendo obtener imágenes de calidad similar a las obtenidas mediante retroproyección filtrada reduciendo la dosis impartida a pacientes.

En este trabajo se determina la variación en los indicadores de dosis y en la calidad de imagen modificando el grado de iteración en un TC Revolution EVO de GE.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los indicadores de dosis (CTDI<sub>vol</sub> y DLP) se obtienen directamente del TC. Para determinar la calidad de imagen se utiliza un maniquí Gammex de Sun Nuclear.

El ruido ( $\sigma$ ) se define a partir de la desviación estándar en una ROI, la resolución a bajo contraste (RBC) con el objeto de menor diámetro observado y la resolución espacial (RE) como el patrón de líneas de la máxima frecuencia espacial resuelto (lp/cm).

### A. Ruido en la imagen en función del grado de iteración.

Se adquieren imágenes a 120 kV, para cargas entre 40 y 320 mAs y distintos grados de iteración (% ASIRV), determinándose el ruido.

### B. Dosis y calidad de imagen en función del grado de iteración manteniendo ruido constante.

Para cada grado de iteración, se localiza el valor de la carga que proporciona el mismo ruido que el protocolo craneo rutina que se va a utilizar como referencia. Se obtienen dosis y calidad de imagen.

### C. Calidad de imagen en función del grado de iteración manteniendo fija la técnica.

Utilizando el protocolo craneo rutina, se modifica el grado de iteración para relacionarlo con la calidad de imagen.



## RESULTADOS

- A. En la gráfica de la figura 1 se observa que disminuye el ruido al aumentar el grado de iteración. Se pueden obtener imágenes con el mismo ruido disminuyendo la carga y, por lo tanto, la dosis impartida a los pacientes.

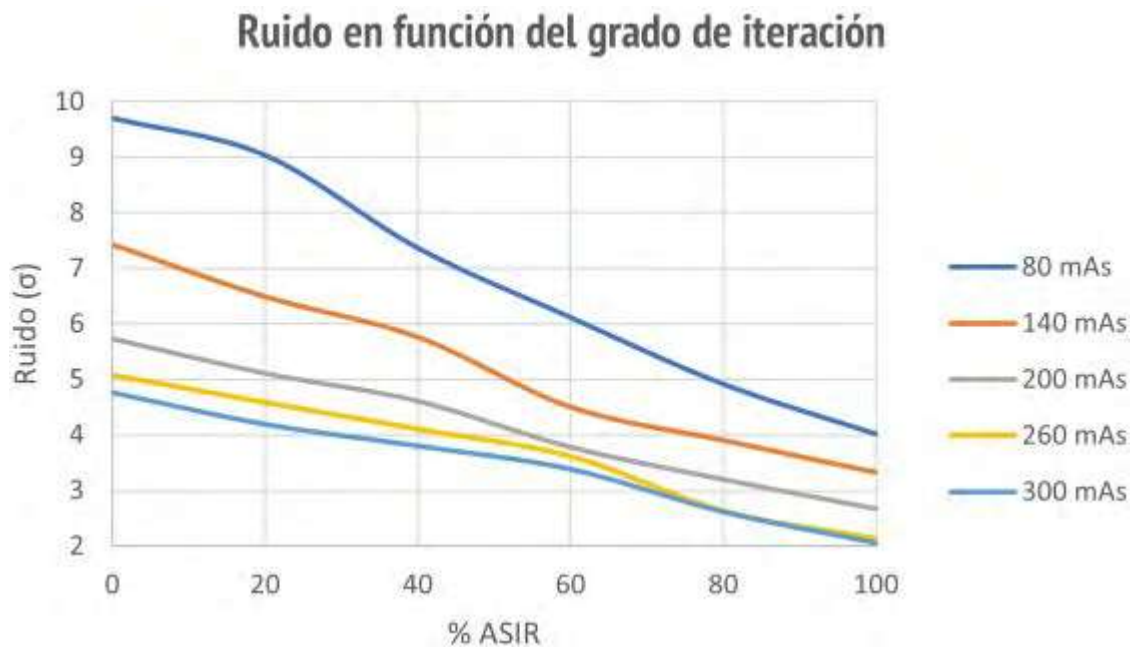


FIGURA 1. Gráfica 1 que relaciona el ruido ( $\sigma$ ) en función del grado de iteración (% ASIRV) y la carga

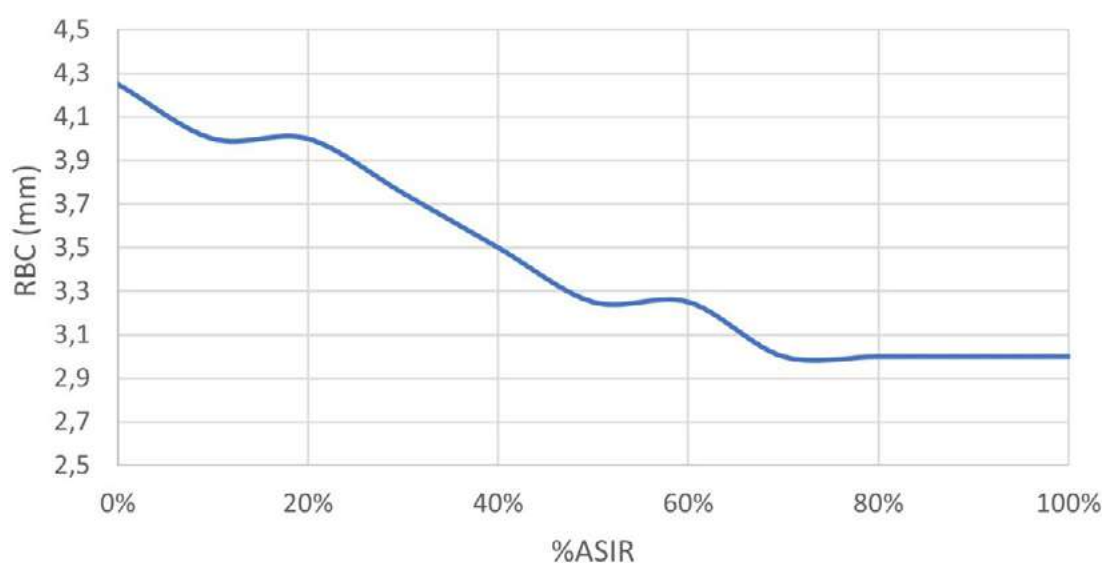
- B. Se observa en la tabla de la figura 2 que la calidad de imagen no se ve apenas afectada por el grado de iteración cuando se mantiene el nivel de ruido constante ( $\sigma = 4$ ), mientras que la dosis disminuye.
- C. En la gráfica de la figura 2 se representa el diámetro del objeto menor resuelto para cada grado de iteración. Al aumentar el grado de iteración, disminuye el ruido y la RBC mejora ligeramente. No se han observado cambios en la RE.



| % ASIRV | mAs     | RBC (mm) | RE (pL/cm) | CTDI <sub>vol</sub> (mGy) | Diferencia dosis (%) |
|---------|---------|----------|------------|---------------------------|----------------------|
| 30      | 180-280 | 5        | 6          | 54                        | Referencia           |
| 20      | 335     | 4,75     | 6          | 68                        | +25,9%               |
| 40      | 280     | 5,25     | 6          | 57                        | +5,6%                |
| 60      | 185     | 5,50     | 6          | 36                        | -33,3%               |
| 80      | 120     | 5,50     | 6          | 24                        | -55,6%               |
| 100     | 80      | 5,50     | 6          | 16                        | -70,3%               |

Tabla1. Calidad de imagen y dosis en función del grado de iteración con ruido constante ( $\sigma=4$ ).

## Resolución a bajo contraste en función del %ASIR



Gráfica 2. RBC en función del porcentaje de iteración con técnica fija.

FIGURA 2

### DISCUSIÓN

Sería necesario comprobar estos resultados en imágenes clínicas con el fin de detectar posibles artefactos que no se observan en el maniquí.

### CONCLUSIONES

Se ha comprobado que se puede reducir la dosis impartida a pacientes manteniendo la calidad de imagen con el uso de la reconstrucción iterativa.

Tras la experiencia con la reconstrucción iterativa que se ha adquirido, sería recomendable realizar una optimización de los parámetros de exploración para evitar la administración de dosis innecesariamente altas.





## ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA

# VIABILIDAD DE LA BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA EN EL CÁNCER DE CUELLO UTERINO: COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE BRAQUITERAPIA

Lozares Cordero, S. (1); González Pérez, V. (2); Pellejero Pellejero, S. (3); Rodríguez Ruiz, L. (4); Fuentemilla Urío, N. (3); Gandía Martínez, A. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet, (2) Fundación IVO, (3) Complejo Hospitalario de Navarra, (4) Hospital Reina Sofía de Córdoba

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA ELCTRÓNICA, CÁNCER DE CÉRVIX, EMBRACE

### INTRODUCCIÓN

Este estudio analiza casos en los que la braquiterapia electrónica (eBT) condujo a planificaciones aceptables en el cáncer de cuello uterino. Los resultados se compararon con los valores dosimétricos obtenidos en planificaciones de tratamientos realizados con braquiterapia intersticial (ISBT), basados en  $^{192}\text{Ir}$ , comparándolos según el volumen objetivo clínico de alto riesgo (HR-CTV) y el estadio de la enfermedad.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Analizamos retrospectivamente 48 pacientes con cáncer de cuello uterino de dos centros diferentes. Los pacientes fueron tratados con ISBT e imágenes de planificación de resonancia magnética. En todos los tratamientos fue posible utilizar agujas intersticiales a través de un aplicador tipo Utrecht. Posteriormente, se recalculó con eBT (Axxent Xoft, Inc., subsidiary of iCAD, San Jose, CA, USA) la dosimetría de todos los planes (sin componente intestinal) y se evaluaron los parámetros D90 y D98 (HR-CTV) y en los órganos de riesgo (OAR), el D2cc, D1cc y D0.1cc (vejiga, recto y sigma). Todos los planes debían cumplir los límites para los OAR del estudio EMBRACE (1). Los planes obtenidos se clasificaron como “buenos” (D90>90% en HR-CTV), “aceptables” (90%>D90>85% en HR-CTV) o “pobres”, menor cobertura.

Se utilizó la prueba U de Mann-Whitney para la comparación. Se analizó la cohorte global de pacientes, así como las sub-cohortes en función del estadio FIGO (I+IIA, IIB y III-IV).

### RESULTADOS

Un total de 31 casos (64,6%) se consideraron «buenos», 7 (14,6%) «aceptables» y 10 (20,8%) «pobres» (TABLA 1). Por estadio, los planes de eBT para pacientes con enfermedad IB-IIA fueron «buenos» en el 100 %, mientras que los de pacientes en estadio IIB fueron «buenos» en el 70,6 % y los de III-IV fueron «buenos» en el 50 %. Para volúmenes <30 cc, todos los planes fueron «buenos» o «aceptables». Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p<0.05$ ) entre los planes eBT e  $^{192}\text{Ir}$  para D98 (HR-CTV), D1cc y D0.1cc (vejiga) y D1cc y D0.1cc (sigma) (TABLA 2).

### DISCUSIÓN

El plan obtenido con eBT se consideró bueno en el 100% de los pacientes con enfermedad en estadio I y IIA y en el 70,6% de los de estadio IIB. Combinando estos valores, se obtiene un 79,2% de posibilidades de obtener un plan con dosimetría “buena”, que aumenta al 95,8% si sumamos los planes “aceptables” en los estadios I y II, dichos estadios supusieron el 74,9% de los casos en el estudio EMBRACE (1). Los casos en este estudio con resultados “buenos” o “aceptables” promediaron 1,5 agujas intersticiales cuando se trataron con ISBT, lo que hizo que los resultados fueran más alcanzables con eBT, mientras que los planes “pobres” tenían 5,1 agujas en promedio. Esto dio buenos resultados principalmente en aquellos casos sin compromiso parametrial (estadios I y IIA) o, en el caso de estadio IIB, con volúmenes de HR-CTV<30 cm<sup>3</sup>.

### CONCLUSIONES

La eBT proporciona la dosimetría adecuada para el tratamiento del cáncer de cuello uterino en casos seleccionados.





TABLA 1: Grado de cumplimiento de los criterios de aceptación por estadio FIGO.

| Estadio      | Pacientes (%) | Bueno (%)         | Aceptable (%)    | Pobre (%)         |
|--------------|---------------|-------------------|------------------|-------------------|
| IB+IIA       | 14.6%         | 7 (100%)          | 0 (0%)           | 0 (0%)            |
| IIB          | 35.4%         | 12 (70.6%)        | 4 (23.5%)        | 1 (5.9%)          |
| IIIB+IIIC    | 41.7%         | 11 (55%)          | 2 (10%)          | 7 (35%)           |
| IVA+IVB      | 8.3%          | 1 (25%)           | 1 (25%)          | 2 (50%)           |
| <b>Total</b> | <b>100.0%</b> | <b>31 (64.6%)</b> | <b>7 (14.6%)</b> | <b>10 (20.8%)</b> |

TABLA 2: Test U de Mann-Whitney para parámetros dosimétricos en ISBT y eBT.

| Variable                   | Cohorte global (p) | Estadio I-II (p) | Estadio III-IV (p) |
|----------------------------|--------------------|------------------|--------------------|
| HR-CTV D90                 | 0.663              | 0.525            | 0.169              |
| HR-CTV D98                 | <b>0.035*</b>      | 0.644            | <b>0.013*</b>      |
| Vejiga D2cm <sup>3</sup>   | 0.311              | 0.729            | 0.141              |
| Vejiga D1cm <sup>3</sup>   | 0.099              | 0.908            | 0.067              |
| Vejiga D0.1cm <sup>3</sup> | <b>0.043*</b>      | 0.885            | <b>0.016*</b>      |
| Recto D2cm <sup>3</sup>    | 0.212              | 0.223            | 0.698              |
| Recto D1cm <sup>3</sup>    | 0.492              | 0.339            | 0.972              |
| Recto D0.1cm <sup>3</sup>  | 0.594              | 0.751            | 0.249              |
| Sigma D2cm <sup>3</sup>    | 0.224              | 0.885            | 0.057              |
| Sigma D1cm <sup>3</sup>    | 0.365              | 0.452            | <b>0.034*</b>      |
| Sigma D0.1cm <sup>3</sup>  | 0.435              | 0.418            | <b>0.049*</b>      |

\*p<0.05 significación estadística.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> PÖTTER R, TANDERUP K, SCHMID MP, ET AL. MRI-GUIDED ADAPTIVE BRACHYTHERAPY IN LOCALLY ADVANCED CERVICAL CANCER (EMBRACE-I): A MULTICENTRE PROSPECTIVE COHORT STUDY. LANCET ONCOL 2021;22:538–547. DOI: 10.1016/S1470- 2045(20)30753- 1.



## RETINOBLASTOMA

Baeza Monedero, C. J. (1); Gallego Castro, M. (1)

(1) Hospital Universitario Virgen Macarena

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA OFTÁLMICA Ru106 I125 TUMORES OCULARES RETINOBLASTOMA

### INTRODUCCIÓN

El retinoblastoma es un tumor ocular maligno que se origina en la retina. Se presenta en niños y puede afectar un solo ojo o ambos. Los signos clínicos incluyen leucocoria, estrabismo, visión borrosa y pupilas anormalmente grandes. El diagnóstico se realiza mediante un examen ocular completo y puede requerir imágenes adicionales como una TC y RNM. El tratamiento incluye una combinación de cirugía, braquiterapia y quimioterapia y se debe realizar de manera temprana para mejorar la prognosis.

El Hospital Universitario Virgen Macarena es el Centro de Referencia en esta patología. Se realiza una revisión descriptiva de los pacientes pediátricos tratados desde 2006. En el estudio se analizan 54 pacientes, atendiendo a su localización, sexo del paciente (fig0), placa de tratamiento planificada y prescripción indicada.

### MATERIAL Y MÉTODO

El estudio se lleva a cabo con un total de 54 pacientes, con una distribución asimétrica entre niños (21) y niñas (30). Esta diferencia no es significativa debido a la pequeña muestra disponible por la poca frecuencia de la patología. Todos los tratamientos se llevaron a cabo con braquiterapia oftálmica. Los implantes utilizados fueron 53 de Ru106 y 1 de I125. De los pacientes tratados con Ru106, los implantes utilizados fueron la CCA(39), CCD(13), CIA(1), CIB(1), COB(8). Queda representado en la figura abajo expuesta.

Para el 92% de ellos, la dosis de prescripción fue de 40Gy en el apex. Tres pacientes se trataron a 45Gy y uno solo a 85Gy.

### RESULTADOS

La localización de cada lesión queda representada en la tabla1. Como puede apreciarse en la fig1, la mayor parte de las lesiones se concentran en el polo posterior. La altura del apex promedio es de  $(3,34 \pm 1,38)$  mm, con una superficie de retina afectada de promedio de 5,70%, encontrando un caso máximo que alcanzó el 15%.

La cobertura tumoral CobeRTNBura DVH (%) promedio ha sido superior al 98%.

Las dosis máximas, mínimas y desviación estandar asociada a los órganos de riesgo queda reflejada en la tabla2.

### CONCLUSIONES

Se consolida el tratamiento con braquiterapia de Ru106 y I125 como una opción quirúrgica ampliamente aceptada para el tratamiento del Retinoblastoma en pacientes pediátricos, con unos resultados buenos y una toxicidad en los órganos de riesgo por debajo de los límites establecidos.

## USO DE REDES NEURONALES PARA PREDICCIÓN DE TOXICIDADES EN BRAQUITERAPIA

Lago, J. D. (1); Baños Capilla, M. (1); Richart Sancho, J. (2)

(1) Hospital Clínica Vithas NISA Virgen del Consuelo, (2) Hospital Universitario Sant Joan d'Alacant

PALABRAS CLAVE: RED NEURONAL, MACHINE LEARNING, BRAQUITERAPIA,

### INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

En el tratamiento de Braquiterapia (BT) es importante poder prever la aparición de toxicidades. La predicción de estas toxicidades es un proceso complejo existiendo varias variables que influyen su aparición.

La falta de herramientas y/o tiempo hacen que la cantidad de información disponible del paciente este infrautilizada y la evaluación del riesgo del tratamiento de BT se hace en base a pocas variables.

La aplicación de técnicas de machine learning (ML) a la información disponible sobre pacientes y sobre el proceso de BT podría permitir mejorar nuestra capacidad de predicción de toxicidades.



En el presente trabajo se entrenan tres modelos de red neuronal artificial (RNA) en base a tres conjuntos de variables dependientes del tratamiento y de la historia clínica del paciente, para evaluar si esta es una herramienta útil en la previsión de toxicidades.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizaron datos de 199 pacientes que contaban con el total de las variables a analizar. Las variables no clínicas se obtienen directamente del TPS. Las variables clínicas se obtienen de forma "manual" mediante entrevista al paciente o a través de historia clínica. Por último, la aparición de toxicidad se produce con el tiempo por lo que el seguimiento del paciente, a menudo complicado, es importante para un estudio de este tipo.

Se proponen 3 RNA a entrenar con topología similar: capa de escalado, una neurona de entrada por variable, 2 capas oculta con 10 y 5 neuronas y una neurona de salida tipo binario. Cada RNA corresponde a un escenario distinto en función de las variables de entrada utilizadas:

1. Escenario dosimétrico: conjunto de variables dosimétricas,
2. Escenario clínico: conjunto de variables clínicas
3. Escenario combinado: variables de ambos tipos

Para cada entrenamiento de las redes el total de las instancias se dividirán en tres subconjuntos de forma aleatoria para poder aplicar validación cruzada: 60% entrenamiento, 20% validación cruzada y 20% test. Se repite el proceso 10 veces con cada red.

## RESULTADOS

El análisis de resultados se hace mediante el uso de matrices de confusión. En la Tabla I se muestran los valores correspondientes a los distintos parámetros de estudio para cada uno de los escenarios a la hora de predecir toxicidad en el tratamiento.

Tabla I. Resultados

| ESCENARIO     | DOSIMÉTRICO     | CLÍNICO         | COMBINADO       |
|---------------|-----------------|-----------------|-----------------|
|               | $m_{\pm}/sigma$ | $m_{\pm}/sigma$ | $m_{\pm}/sigma$ |
| SENSIBILIDAD  | 0,71±0,15       | 0,73±0,12       | 0,79±0,04       |
| ESPECIFICIDAD | 0,59±0,18       | 0,44±0,14       | 0,59±0,09       |
| F1-SCORE      | 0,73±0,10       | 0,71±0,05       | 0,80±0,03       |

## DISCUSIÓN

Los valores obtenidos para la sensibilidad, especificidad y F1-Score son razonablemente buenos y significativamente mejores ( $p<0.05$ ) cuando se utilizan todas las variables de forma conjunta. No obstante, la metodología utilizada para la captura de datos es poco dinámica lo que limita el número de instancias utilizadas para el entrenamiento de la RNA. La utilización de historias clínicas con datos bien estructurados pueden ser una herramienta de apoyo fundamental para la utilización de técnicas de ML a la práctica clínica.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> P. J. HOSKIN, «GEC/ESTRO RECOMMENDATIONS ON HIGH DOSE RATE AFTERLOADING BRACHYTHERAPY FOR LOCALISED PROSTATE CANCER: AN UPDATE,» RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY, VOL. 107, N° 3, PP. 325-332, 2013.
- <sup>2</sup> J. L. PATEL Y R. K. GOYAL, «APPLICATIONS OF ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS IN MEDICAL SCIENCE,» CURRENT CLINICAL PHARMACOLOGY, VOL. 2, N° 3, PP. 217-226, 2007.
- <sup>3</sup> S. HAYKIN, NEURAL NETWORKS AND LEARNING MACHINES. 3RD EDITION, 3RD ED., NEW JERSEY: PEARSON EDUCATION, 2008.



## CALIBRACIÓN EN DOSIS ABSORBIDA DE UN SISTEMA EXPERIMENTAL DE 16 DETECTORES DE CENTELLEO PARA SU USO EN DOSIMETRÍA IN VIVO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA CON CO-60

Rodríguez Latorre, D. (1); Álvarez Llorente, D. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Iglesias Rodríguez, I. (2); Hierro Rivero, A. (1); Fernández García, J. (1); San José Olmedo, D. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Sánchez Ruipérez, J. (1); Díaz Aviñó, C. (1); García Balsa, Á. (1); Sánchez Galiano, P. A. (1); Villacé Gallego, A. (1); Crelgo Alonso, D. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias, (2) Fundación para la investigación y la innovación biosanitaria del Principado de Asturias

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA IN VIVO, BRAQUITERAPIA, DETECTOR DE CENTELLEO, CALIBRACIÓN

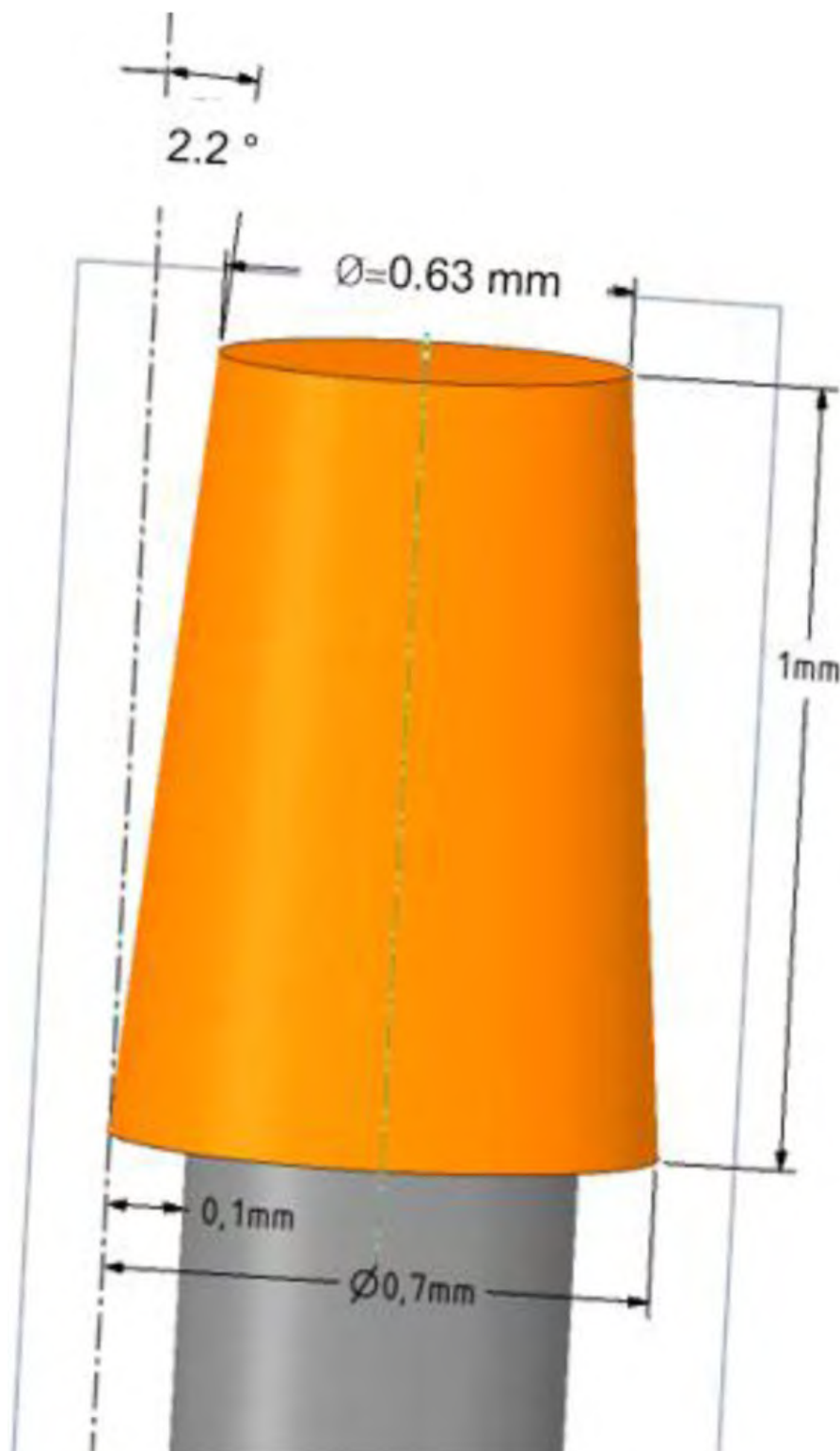
### INTRODUCCIÓN

En el marco del proyecto europeo ORIGIN se está desarrollando un sistema de detectores de centelleo inorgánicos para dosimetría in vivo en tiempo real en braquiterapia. En este trabajo se estudia la geometría de calibración y se diseña el proceso para obtener los factores de calibración y de corrección.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Los detectores consisten en una punta de material centelleador (60% de un óxido de itrio dopado con europio, dispersado en un 40% de polvo de PMMA) acoplado a una fibra óptica de polímero basado en PMMA, que transporta la señal a un fotomultiplicador de silicio (Hamamatsu, Japan). El detector tiene las dimensiones que pueden verse en la figura 1 y la fibra óptica tiene un diámetro de 0.5 mm.

Se ha impreso en 3D un maniquí cilíndrico para sumergir en agua, que permite situar los detectores en el centro y agujas a distancias radiales de 1 cm a 6 cm.



## RESULTADOS

### *Distancia de calibración*

Cuanto más cerca esté el detector de la fuente de radiación más señal se obtiene y, por tanto, menos incertidumbre estadística, pero a su vez aumenta el gradiente de dosis y, por tanto, la incertidumbre en su medida debido a errores en el posicionamiento. Combinando ambas se llega a una distancia que minimiza la incertidumbre, que se toma como la distancia de calibración  $r_0$ , que en nuestro caso con fuente de Co-60, es de 2 cm.



### Proceso de calibración

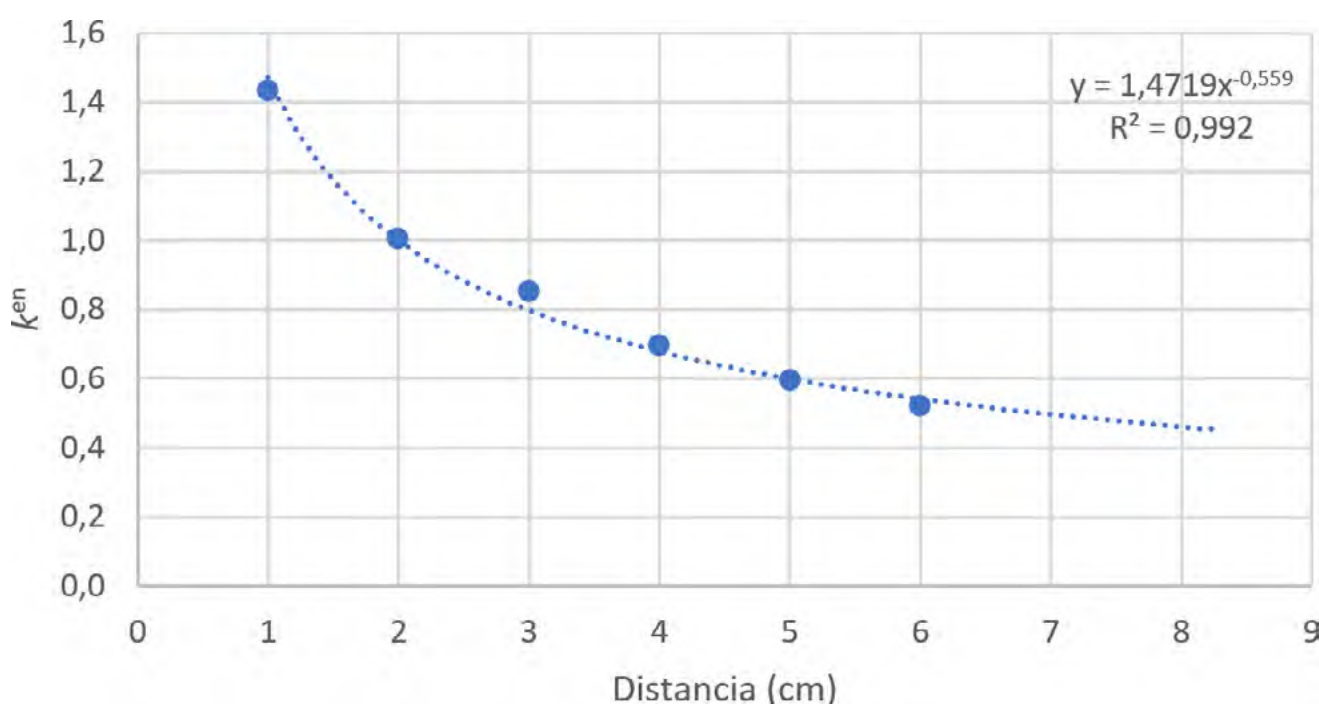
El proceso de calibración consiste en hallar el factor de calibración  $N_i(r_0)$  y los factores de corrección energética  $k_i^{en}(r)$ , necesarios por la diferente respuesta del detector ante cambios del espectro energético de fotones al variar la distancia a la fuente. Una vez obtenidos es posible calcular la tasa de dosis en cualquier punto mediante la expresión:

$$\dot{D}_i(r) = M_i(r) / \dot{D}(r_0) / N_i(r_0) / k_i^{en}(r) ; i = 1 \dots 16$$

donde  $M_i$  es la lectura en cuentas por segundo. Para hallar el factor de calibración se da una dosis conocida (p.e 1 Gy) a la distancia  $r_0 = 2$  cm, y se realiza el cociente  $N_i(r_0) = \dot{D}(r_0) / M_i$  donde  $M_i = 1N / \sum_{j=1}^N M_{ij}$  promediando  $N$  medidas para tener buena estadística.

Los factores de corrección energética se calculan haciendo  $k_i^{en}(r) = \dot{D}(r) M_i(r) / \dot{D}(r_0) N_i(r_0)$  para  $r/r_0$  cubriendo un rango de distancias entre 1 cm y 6 cm.

El factor de calibración promedio obtenido es de  $2.1 \times 10^{-8}$  Gy/cuentas. Los factores de corrección energética promedio pueden ajustarse a una función potencial (figura 2):



### DISCUSIÓN

Se ha propuesto un proceso de calibración completo para los detectores de centelleo, determinando una distancia óptima de calibración y estableciendo la forma de hallar los factores de calibración y de corrección.

### CONCLUSIONES

Hemos creado un maniquí para hacer un proceso de calibración robusto, estableciendo el procedimiento y calculando la distancia de calibración óptima, el factor de calibración y los factores de corrección para un conjunto de detectores de centelleo para su uso en braquiterapia de alta tasa con Co-60.

The ORIGIN project is an initiative of the Photonics Public Private Partnership ([www.photonics21.org](http://www.photonics21.org)), and has received funding from the European Union's Horizon 2020 Research and Innovation Programme under Grant Agreement n° 871324





## ÁREA TEMÁTICA: ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS

### VERIFICACIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS REALIZADO POR EL PLANIFICADOR MÓNACO DEBIDA AL EFECTO DE RETORNO ELECTRÓNICO EN UN ACELERADOR ELEKTA UNITY DE 1.5 T

Huertas Martínez, C. Á. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Navarro Domenech, I. (1); Plaza Núñez, R. P. N. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Sánchez López, R. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. S. B. (1)

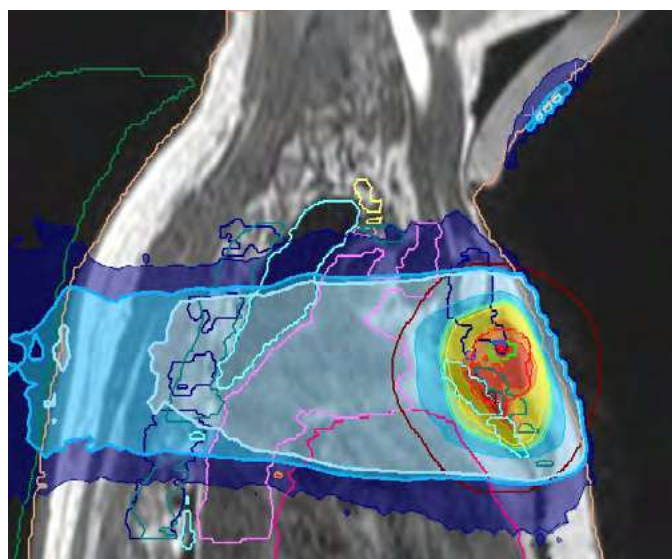
(1) Hospital Universitario La Paz,

PALABRAS CLAVE: EFECTO DE RETORNO DE ELECTRONES, MR-LINAC, DOSIMETRÍA

#### INTRODUCCION Y OBJETIVO

En los sistemas MR-linac, la fuerza de Lorentz ejercida por el campo magnético hace que los electrones secundarios se desvíen de su trayectoria. En las regiones con grandes diferencias de densidad como los interfaces tejido- aire, el campo magnético devuelve a la superficie los electrones que han salido del tejido, denominado efecto de retorno de electrones (ERE)<sup>1</sup>. Este efecto es mayor cuanto mayor es el campo magnético.

El efecto de retorno de electrones hace que se incremente la dosis en la zona del cuello y mentón cuando la lesión a tratar está localizada en el tórax. Esto se debe a que los electrones secundarios que salen del paciente se desvían y concentran en dirección longitudinal, viajando con trayectoria circular hasta que se interpone algún tejido, en este caso el cuello.



En estos casos se coloca un bolus de 1 cm, donde depositan su energía, cubriendo la zona mentón y cuello.

En este trabajo vamos a comparar la dosis medida con películas radiocrónicas EBT3 con la calculada en el planificador.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

En un acelerador Elekta Unity de 1.5T se irradia una lesión en el esternón, esta se prescribe a 30Gy en 3ss consecutivas. Durante la irradiación se coloca un bolus de 1cm de grosor para proteger la región del cuello y evitar un aumento de dosis, de hasta 4.5 Gy. En ambas caras del bolus se colocan películas radiocrónicas EBT3 para comparar con los cálculos realizados por el planificador.

Los cálculos dosimétricos se realizan en un planificador Monaco (v5.51.11) y algoritmo GPUMCD que tiene en cuenta el efecto del campo magnético de 1.5 T. Para realizar la comparación se recalcula con rejilla de 1mm y varianza de 1%. Se toman las dosis calculadas en la región donde están las películas radiocrónicas.

A las 2 horas de la irradiación se leen las películas en un escáner EPSON Expression 12000 y se analiza con el software FilmQA ProTM. Para las películas situadas dentro del bolus se emplea una curva de calibración para dosis bajas de 0 a 47 cGy y para las exteriores una curva de calibración de 0 a 350 cGy.

| ERE<br>TPS vs EBT3           |              | P1_INT<br>bolus_Der | P2_INT<br>bolus_Centro | P3_INT<br>bolus_Izq | P4_EXT<br>bolus_Der | P5_EXT<br>bolus_Centro | P6_EXT<br>bolus_Izq |
|------------------------------|--------------|---------------------|------------------------|---------------------|---------------------|------------------------|---------------------|
| TPS                          | Dmedia (cGy) | 9,2                 | 12,1                   | 11,6                | 70,0                | 101,8                  | 151,4               |
|                              | std (cGy)    | 0,2                 | 0,3                    | 0,2                 | 3,4                 | 8,5                    | 29,5                |
| EBT3                         | Dmedia (cGy) | 10,2                | 13,4                   | 12,5                | 76,2                | 106,8                  | 154,1               |
|                              | std (cGy)    | 13,1                | 15,0                   | 14,8                | 22,4                | 24,2                   | 36,4                |
| diff <sub>TPS-EBT3</sub> (%) |              | -9,9%               | -9,6%                  | -7,3%               | -8,1%               | -4,7%                  | -1,8%               |

Las diferencias entre dosis medidas y calculadas por Monaco son menores del 10%

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Las incertidumbres son altas por medir con radiocrómicas y por posibles movimientos del paciente. Además no se ha estudiado el espectro de los electrones desviados y si influye en la respuesta de las radiocrómicas. Aun así, en las regiones estudiadas, las dosis calculadas concuerdan bien con las medidas experimentalmente, ya que las diferencias son menores de 10 %. Por lo tanto, el planificador simula bien el efecto de retorno electrónico y permite predecir cuándo es necesario tomar medidas para proteger regiones de la piel del paciente.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> RAAJMAKERS AJ, RAAYMAKERS BW, LAGENDIJK JJ. MAGNETIC-FIELD-INDUCED DOSE EFFECTS IN MR-GUIDED RADIOTHERAPY SYSTEMS: DEPENDENCE ON THE MAGNETIC FIELD STRENGTH. PHYS MED BIOL. 2008 FEB 21;53(4):909-23. DOI: 10.1088/0031-9155/53/4/006. EPUB 2008 JAN 18. PMID: 18263948.

## ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DEL CAMBIO INTER-INTRA-FRACCIÓN

# EVALUACIÓN DEL SISTEMA DE CBCT CORREGIDO EN RAYSTATION PARA LA REALIZACIÓN DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA EN PRÓSTATA.

Mingarro Carceller, J. (1); Bonaque Alandí, J. (1); Oliver Canas, L. (1); de Marco Blancas, N. (1); Quirós Higuera, J. D. (1); Muelas Soria, R. (1); Puerto Francés, C. (1); Santos Serra, A. (1)  
(1) Hospital Provincial de Castellón

PALABRAS CLAVE: ART, CBCT, CBCT CORREGIDO, ANÁLISIS GAMMA,

## INTRODUCCIÓN

La radioterapia adaptativa (ART) es una técnica en auge, tanto por el desarrollo de nuevos sistemas/equipos de tratamiento, como por las nuevas herramientas de evaluación de imágenes en los planificadores (TPS). Estos avances permiten mejorar la ART (online y offline).

Una de estas herramientas es la introducida recientemente por el TPS Raystation\_11b (RaySearch Laboratories AB, Suecia) para crear los Cone Beam CT (CBCT) corregidos (corrCBCT), mejorando su calidad para su uso en ART.

Actualmente en nuestro centro, se determina en qué momento hay un cambio anatómico importante y, a partir de esta sesión, se evalúa la dosis sobre un segundo CT de referencia (refCT).

Nuestro objetivo ha sido estudiar diferentes herramientas para evaluar la dosis acumulada a lo largo de tratamientos de ART:

- Evaluando la dosis sobre las imágenes CBCT de cada sesión y los corrCBCT generados.
- Evaluando la calidad del CBCT y corrCBCT para prescindir del segundo CT en la replanificación del tratamiento.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para la creación de los corrCBCT se aplica un filtro de bajas frecuencias al CBCT, mejorando el contraste y reduciendo artefactos. Además, se utiliza la curva de densidades del CT original, en lugar de la curva de densidades propia del sistema de imagen XVI (aplicada al CBCT) de Elekta (Elekta AB, Suecia), corrigiendo las Unidades Hounsfield.



Hemos analizado 8 pacientes de próstata a los cuales se les adaptó el tratamiento. En cada paciente obtuvimos 8 corrCBCT con los CBCT diarios (Protocolo\_FastM10). Volcamos el plan dosimétrico original mediante registro rígido sobre CBCT y corrCBCT. Comparamos las diferencias dosimétricas mediante análisis gamma, Verisoft (PTW, Alemania).

Para evaluar si el corrCBCT o el CBCT pueden usarse para planificación, utilizamos el CBCT más cercano al segundo refCT realizado para ART.

Evaluamos las diferencias dosimétricas, obtenidas en los histogramas dosis-volumen, para PTV y Recto, entre CBCT-refCT y entre corrCBCT-refCT.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La Figura\_1 muestra la media ( $k=2$ ) de los análisis gamma globales entre CBCT y corrCBCT para las isodosis de 90% y 95%.

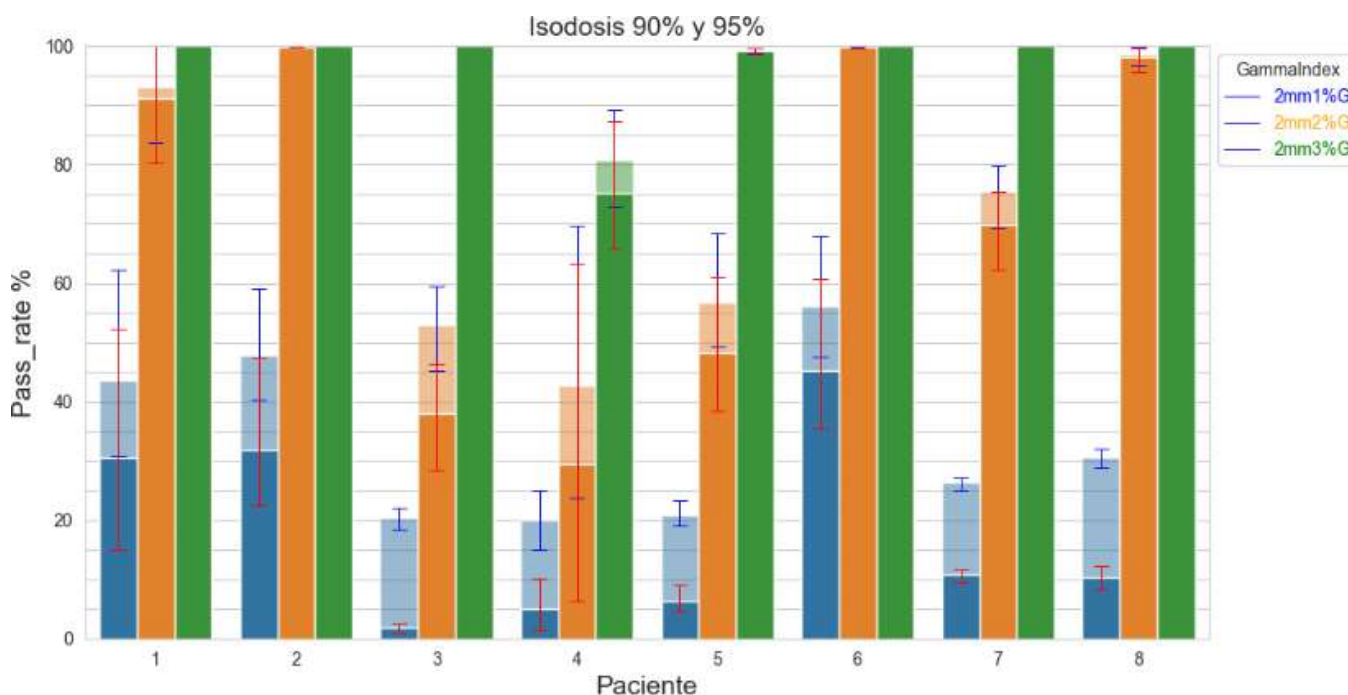


Figura 1. Valores del análisis gamma global 2mm1%, 2mm2% y 2mm3% de la isodosis del 90%(barra transparente) y de la isodosis del 95%(barra opaca) entre CBCT y corrCBCT

La Figura\_2 representa las diferencias relativas con el refCT en PTV y Recto. Observando sobredosificaciones para corrCBCT e infradosificaciones para CBCT.

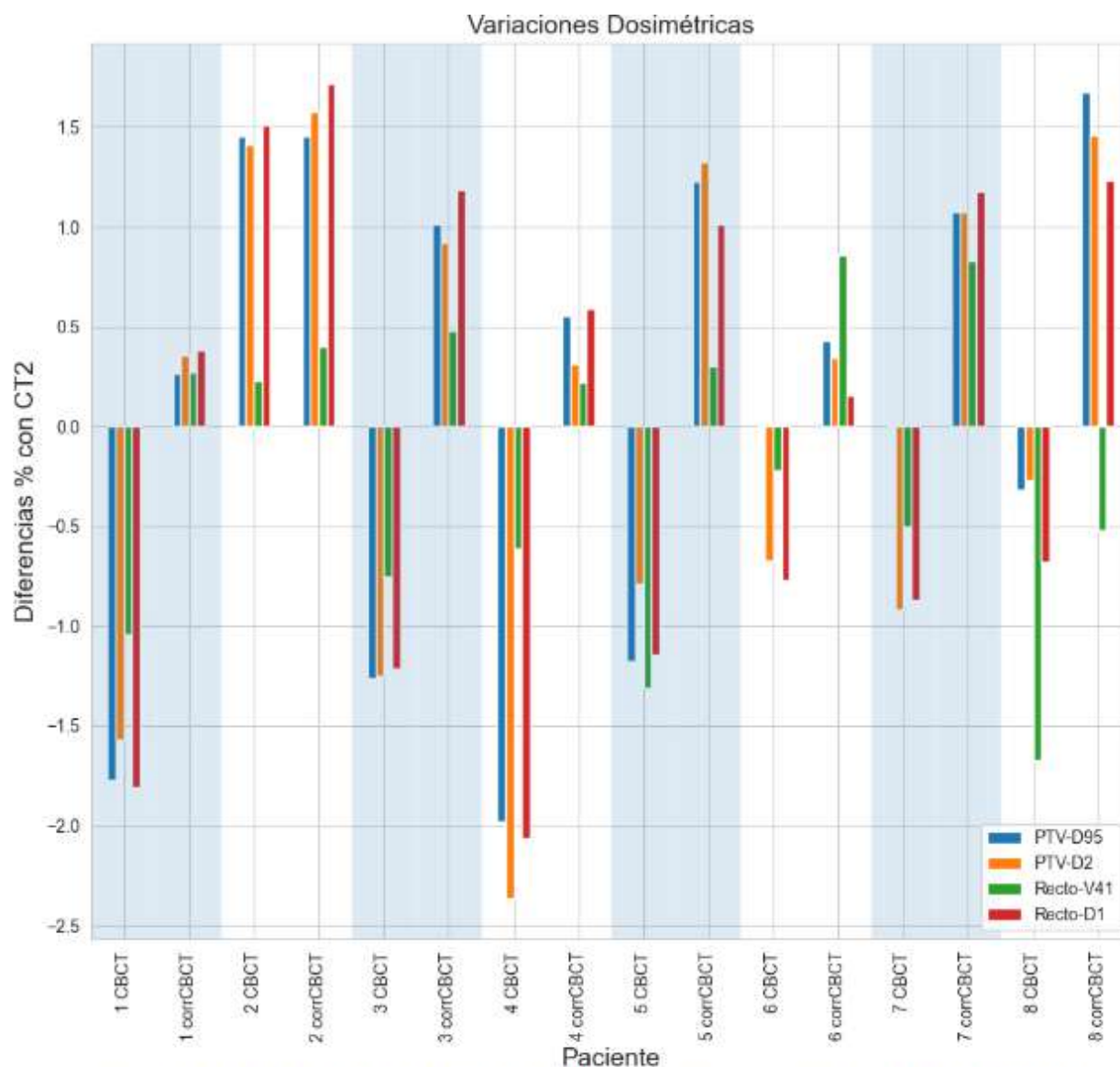


Figura 2. Diferencias relativas del PTV y Recto de los CBCT y corrCBCT respecto al CT usado para la replanificación.

Las diferencias en la Figura\_1 concuerdan con las diferentes tablas de densidades empleadas en CBCT y corrCBCT.

En la Figura\_2 esperaríamos sobredosificaciones debidas a la falta de contorno externo para CBCT (y corrCBCT); pero sólo ocurre para corrCBCT, mientras que para CBCT entra en juego la discrepancia entre curvas de densidades electrónicas.

## CONCLUSIONES

En zonas de dosis altas, la acumulación de diferencias de densidades en el trayecto del haz provoca mayores discrepancias que en zonas de dosis bajas.

Las diferencias respecto al refCT son achacables a la mala calidad del CBCT que genera contornos externos más pequeños que en refCT, y aplica una curva de densidades discreta comparada con la del refCT. Esto hace que no sea adecuada la utilización del corrCBCT o CBCT como imagen para la replanificación con el protocolo actual.

Es necesario estudiar protocolos de mayor calidad de imagen que reduzcan artefactos de silueta.

## REFERENCIAS

- THING, R. S., NILSSON, R., ANDERSSON, S., BERG, M., & LUND, M. D. (2022). EVALUATION OF CBCT BASED DOSE CALCULATION IN THE THORAX AND PELVIS USING TWO GENERIC ALGORITHMS. PHYSICA MEDICA : PM : AN INTERNATIONAL JOURNAL DEVOTED TO THE APPLICATIONS OF PHYSICS TO MEDICINE AND BIOLOGY : OFFICIAL JOURNAL OF THE ITALIAN ASSOCIATION OF BIOMEDICAL PHYSICS (AIFB), 103, 157-165. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.EJMP.2022.10.012](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.10.012)



<sup>2</sup> O'HARA, C. J., BIRD, D., AL-QAISIEH, B., & SPEIGHT, R. (2022). ASSESSMENT OF CBCT-BASED SYNTHETIC CT GENERATION ACCURACY FOR ADAPTIVE RADIOTHERAPY PLANNING. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, 23(11), E13737. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/ACM2.13737](https://doi.org/10.1002/acm2.13737)

## ANÁLISIS DE VIABILIDAD DE TRATAMIENTOS DE PROTONES PBS CON MOVIMIENTO RESPIRATORIO MEDIANTE REGISTRO DEFORMABLE

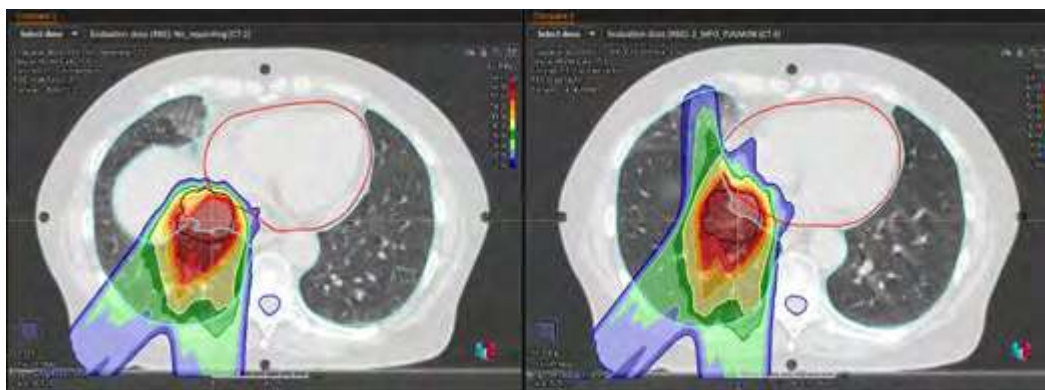
Cabello García, J. P. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (1); Aguilar Redondo, P. B. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Ramón García, C. (1); Pedrero de Aristizábal, D. (1); Antolín San Martín, E. (1); Delgado Rodríguez, J. M. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra, Sede Madrid

PALABRAS CLAVE: PROTONES, PULMÓN, CT-4D, MOVIMIENTO RESPIRATORIO

### INTRODUCCIÓN

El uso de protones en radioterapia ha demostrado ventajas dosimétricas, especialmente por la menor irradiación de tejido sano con dosis medias y bajas, frente a la radioterapia convencional, por lo que la instalación y uso de estos equipos está aumentando en la actualidad.

Tratar con protones lesiones situadas en órganos afectados por el movimiento respiratorio suponen un reto, pues los cambios anatómicos producidos pueden afectar fuertemente a la distribución de dosis (Fig1).



Considerando que, a pesar de estas incertidumbres, el beneficio dosimétrico es muy significativo en algunos casos, en la Clínica Universidad de Navarra utilizamos una evaluación robusta basada en un CT-4D para asegurar que estos tratamientos puedan impartirse de forma segura.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza un estudio CT-4D del paciente. El oncólogo contornea el GTV en todas las fases del estudio. Estos volúmenes se utilizan tanto para crear un ITV como para cuantificar el movimiento de la lesión y hacer un estudio inicial de la viabilidad del tratamiento. El CTV se crea añadiendo un margen clínico en función del caso.

La dosimetría se realiza en la proyección average utilizando incidencias posteriores, para minimizar el efecto de la respiración. Para la optimización robusta se utiliza (5mm, 5%) de incertidumbre espacial y de rango.

En primer lugar, se hace una evaluación robusta del plan (5mm, 5%) como es habitual en protonterapia.

Después, se calcula el plan en cada fase del CT-4D. Se hace un registro deformable de cada fase con la proyección average y se usan dichos registros para acumular las dosis calculadas en las fases sobre la average. Como segundo análisis se comparan las métricas en la dosimetría acumulada y en cada fase.

Finalmente se usa una aproximación basada en volúmenes en la dosimetría acumulada para combinar las incertidumbres de rango y espaciales con el efecto de la respiración. Para evaluar la incertidumbre espacial se expande el CTV 4mm (suma cuadrática de la incertidumbre de posición (3mm) y del registro (3mm)). Para la incertidumbre de rango se crean los volúmenes CTVproximal y CTVdistal desplazando el CTV a lo largo de la dirección promedio de los haces. La distancia se decide en función del espesor





equivalente a agua que tengan que recorrer los haces, teniendo en cuenta una incertidumbre del 3%. Se evalúa que las coberturas se mantienen aceptables en estos nuevos volúmenes.

Para mitigar el efecto interplay, se puede realizar la optimización con repainting (dividir cada capa en varias pasadas). Para asegurar el posicionamiento y la reproducibilidad de las entradas de los haces se realiza un CBCT en cada sesión. Hasta ahora se han tratado 5 pacientes siguiendo este método de evaluación: 2 pulmones, 2 páncreas y un hígado.

## RESULTADOS

Se optimiza hasta lograr buena cobertura en el análisis completo, manteniendo parámetros aceptables en órganos a riesgo. La tabla muestra las coberturas en el escenario base, en la fase respiratoria más desfavorable y en la dosimetría acumulada (V95%).

|            | Localización | Dosimetría average (V95%) | Fase respiratoria más desfavorable | Dosimetría acumulada |              |           |             |
|------------|--------------|---------------------------|------------------------------------|----------------------|--------------|-----------|-------------|
|            |              |                           |                                    | CTV                  | CTVexpandido | CTVdistal | CTVproximal |
| Paciente 1 | Pulmón       | 99.46                     | 97.83                              | 99.28                | 93.17        | 95.81     | 99.12       |
| Paciente 2 | Pulmón       | 99.72                     | 99.78                              | 99.76                | 94.54        | 98.98     | 99.89       |
| Paciente 3 | Hígado       | 100                       | 100                                | 100                  | 90.57        | 100       | 100         |
| Paciente 4 | Páncreas     | 100                       | 97.49                              | 99.81                | 99.41        | 99.54     | 99.98       |
| Paciente 5 | Páncreas     | 99.79                     | 96.85                              | 99.94                | 96.58        | 98.07     | 100         |

## CONCLUSIONES

Los resultados muestran que se pueden conseguir tratamientos robustos con PBS en órganos afectados por el movimiento respiratorio.

# DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN MODELO PARA DESCRIBIR EL MOVIMIENTO DE TUMORES AFECTADOS POR LA RESPIRACIÓN

Tenllado Baena, E. (1); Granado Alonso, L. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Benito García, J. C. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Escobar Corominas, I. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Montes Fuentes, C. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: MOVIMIENTO RESPIRATORIO, MODELO RESPIRATORIO

## INTRODUCCIÓN

El movimiento respiratorio introduce incertidumbres en el proceso radioterápico, que se acentúan con técnicas y esquemas de fraccionamiento modernos, por lo que es conveniente tener modelos que lo describan. Sin embargo, los modelos asentados no representan bien algunas características.

En nuestro centro, se ha diseñado y validado un modelo para describir los patrones respiratorios observados en la bibliografía.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El modelo (*aaResp*) describe el movimiento de un volumen debido a la respiración con una función sinusoidal en la que se modifica la variable independiente en función del tiempo ( $t_{\text{textmod}}/left(t/right)$ ). Para cada dirección,

$$t_{\text{textaaResp}}/left(t, A, /omega, /delta/right) = /frac{A2/cdot/sin/left(/omega/cdot t_{\text{textmod}}/left(t, /omega, /delta/right) + /delta/right)}{}$$

siendo  $/omega$  la frecuencia angular en radianes,  $/delta/in/left[0, 2/pi/right)$  una fase inicial y  $A$  la amplitud total del movimiento en esa dirección.

El objetivo de  $t_{\text{textmod}}/left(t, /omega, /delta/right)$  es generar contracciones y dilataciones en el eje de abscisas que ve de forma efectiva el seno principal:

$$t_{\text{textmod}}/left(t, /omega, /delta/right) = t + A_{\text{textglob}}/cdot IE/left(t, /omega, /delta/right)/cdot/left(P_1/left(t, /omega, /delta/right) + P_2/left(t, /omega, /delta/right)/right)$$





con  $I E / \left( t, \omega, \delta \right) = A_{\text{IE}} \cdot \sin \left( \omega t + \delta_{\text{IE}} + \delta \right) + 1$

$P_1 / \left( t, \omega, \delta \right) = A_1 \cdot \sin \left[ \left( \omega t + \delta_{\text{pert}} + \delta \right) / P_1 \right]$

$P_2 / \left( t, \omega, \delta \right) = -A_2 \cdot \sin \left[ \left( \omega t + \delta_{12} + \delta_{\text{pert}} + \delta \right) / P_2 \right]$   
 $P_2 / \left( t, \omega, \delta \right)$  y  $P_1 / \left( t, \omega, \delta \right)$

producen una perturbación que se repite dos veces en cada periodo: una para inspiración y otra para espiración.  $A_1$  y  $A_2$  son amplitudes y  $p_1$  y  $p_2$  exponentes reales positivos.

$\delta_{12} / \left[ 0, \pi \right]$  añade un desfase entre las componentes y  $\delta_{\text{pert}} / \left[ 0, \pi \right]$  mueve la perturbación respecto al seno principal.

La función de modulación  $I E / \left( t, \omega, \delta \right)$  rompe la simetría entre las fases de inspiración y espiración y hace que la perturbación anterior se acentúe más en una que en otra.

$A_{\text{IE}} / \left[ 0, 1 \right]$  es su amplitud y

$\delta_{\text{IE}} / \left[ 0, 2\pi \right]$  la coloca respecto al seno principal.

La amplitud  $A_{\text{glob}}$  controla la magnitud de toda la distorsión.

Para validar del modelo, se han hecho ajustes a 10 curvas experimentales obtenidas de Lujan et al. [1] y Seppenwolde et al. [2].

Un desacople entre los diferentes desfases puede dar lugar a curvas sin significado físico. Se proponen dos condiciones para controlar esto:

- Controlar que la derivada  $\frac{d}{dt} I E / \left( t \right) \geq 0$ , ya que una pendiente negativa equivale a un retroceso temporal en el seno principal y no a una dilatación del eje.
- Forzar que cada periodo de la función final solamente tenga una región cóncava y otra convexa.

Los ajustes se han hecho con un algoritmo de evolución diferencial, que permite añadir estas condiciones cuando son necesarias.

Se han repetido de acuerdo al modelo propuesto en [1],

$R / \left( t \right) = A \cdot \left[ \sin \left( \frac{\omega t}{2} + \delta \right) \right]^{2m} + b$

, para  $m = 1$  ("sine2"),  $m = 2$  ("sine4"),  $m = 3$  ("sine6") y  $m = 4$  ("sine8").

La bondad de cada ajuste se evalúa con el coeficiente de determinación  $R_a^2$ .



RESULTADOS

|          | aaResp<br>$R_a^2$ | sine2<br>$R_a^2$ | sine4<br>$R_a^2$ | sine6<br>$R_a^2$ | sine8<br>$R_a^2$ |
|----------|-------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| Curva 1  | 0,915             | 0,850            | 0,890            | 0,861            | 0,799            |
| Curva 2  | 0,996             | 0,952            | 0,967            | 0,892            | 0,780            |
| Curva 3  | 0,876             | 0,734            | 0,846            | 0,883            | 0,873            |
| Curva 4  | 0,967             | 0,930            | 0,949            | 0,910            | 0,834            |
| Curva 5  | 0,991             | 0,856            | 0,967            | 0,797            | 0,936            |
| Curva 6  | 0,988             | 0,598            | 0,767            | 0,861            | 0,899            |
| Curva 7  | 0,992             | 0,891            | 0,959            | 0,955            | 0,906            |
| Curva 8  | 0,986             | 0,869            | 0,957            | 0,960            | 0,919            |
| Curva 9  | 0,985             | 0,851            | 0,964            | 0,972            | 0,913            |
| Curva 10 | 0,961             | 0,912            | 0,932            | 0,878            | 0,786            |

Tabla 1

DISCUSIÓN

El modelo brinda el mejor resultado en todos los casos estudiados.

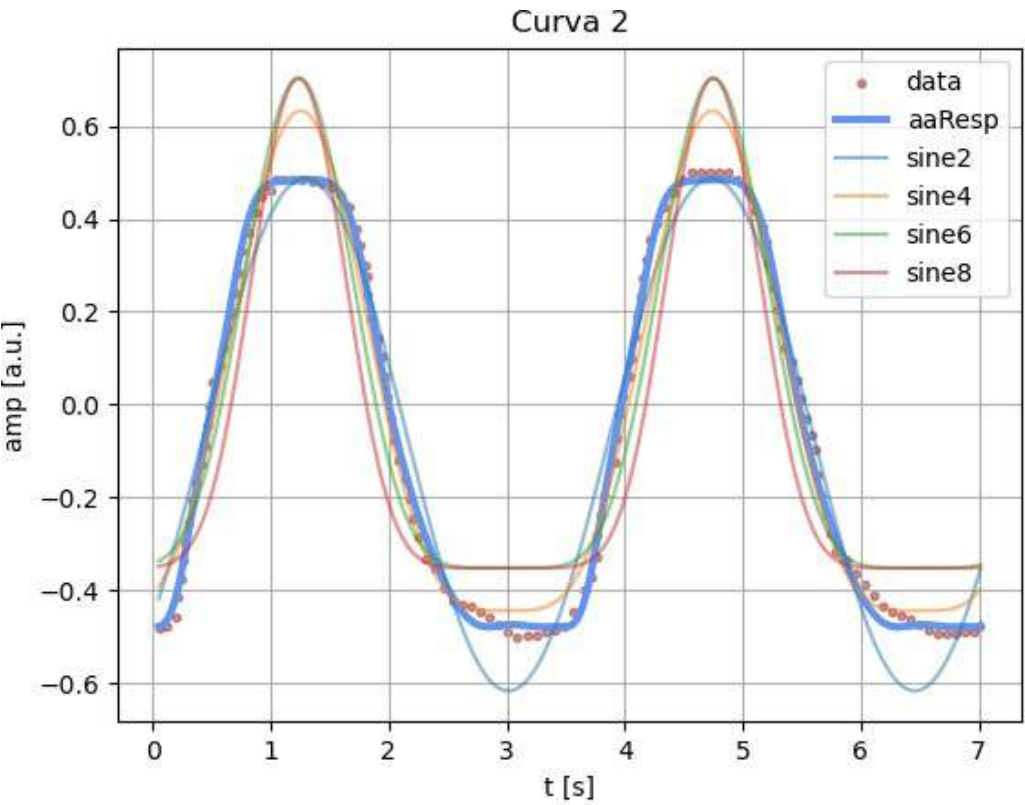


Figura 1



Su complejidad en cuanto a número de variables queda compensada con una forma funcional final simple: un seno en el que */omega* y */delta* cumplen sus funciones normales, facilitando su interpretación y la adición de características como histéresis.

Es un modelo que asume el caso ideal en el que los parámetros no cambian entre ciclos respiratorios, desligándose de soluciones complejas de predicción en tiempo real orientadas a *gating* o *tracking*, pero utilidades como la de simulación justifican su uso.

## CONCLUSIONES

Se ha diseñado de manera razonada un modelo capaz de reproducir características del movimiento respiratorio que quedaban fuera de los modelos más usados en la bibliografía y se ha demostrado su capacidad para describir patrones reales.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> A METHOD FOR INCORPORATING ORGAN MOTION DUE TO BREATHING INTO 3D DOSE CALCULATIONS. LUJAN ET AL. (1999)

<sup>2</sup> PRECISE AND REAL-TIME MEASUREMENT OF 3D TUMOR MOTION IN LUNG DUE TO BREATHING AND HEARTBEAT, MEASURED DURING RADIOTHERAPY. SEPPENWOOLDE ET AL. (2002)

# DIFGI V2.0: DISPOSITIVO INTERCONECTADO CON LA UNIDAD DE TRATAMIENTO PARA INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA. RESULTADOS PRELIMINARES ENSAYO FASE IIB

Romera-Martínez, I. (1); Muñoz-Montplet, C. (1); Jurado-Bruggeman, D. (1); Cortés González, A. M. (1); Iguaran Pérez, A. (2); Buxó, M. (2); Martínez, J. (2); Eraso, A. (1)

(1) Instituto Catalán de Oncología, (2) Instituto de Investigación Biomédica de Girona Dr. Josep Trueta (IDIBGI)

## OBJETIVO

En nuestro centro desarrollamos el dispositivo DIFGI para tratamientos en inspiración profunda mantenida (IPM). Recientemente hemos realizado una nueva versión interconectada con la unidad de tratamiento que estamos validando mediante un ensayo clínico fase IIB. El ensayo analiza los beneficios dosimétricos y la reproducibilidad de la IPM utilizando el dispositivo, y también su fiabilidad. El objetivo del trabajo es presentar los resultados preliminares de dicho ensayo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El dispositivo DIFGI [1] consta de una barra horizontal de altura ajustable que marca la posición de la IPM. Dispone de un sensor de contacto conectado a una señal acústica y luminosa para informar a la paciente y a los técnicos. La nueva versión está interconectada con la unidad de tratamiento, incorpora algunos cambios geométricos para mejorar el contacto y mejora la precisión con tres colores y tres frecuencias sonoras para la señal luminosa y acústica, respectivamente (Fig.1).

Hasta la fecha se han reclutado 28 pacientes con cáncer de mama izquierda. La fiabilidad y la reproducibilidad del tratamiento se estudia para los pacientes que terminaron el tratamiento (18). El valor medio de la reproducibilidad ( $\mu$ ), los errores sistemáticos ( $\Sigma$ ) y los errores aleatorios ( $\sigma$ ) se determinaron utilizando imágenes de kV, MV o CBCTs. Se distinguieron dos grupos de pacientes: uno con desplazamientos mínimos entre sesiones de tratamiento (I) y otro con desplazamientos máximos (II) (dos o más días con desplazamientos superiores a 1.80 cm). La fiabilidad del dispositivo se calculó mediante la tasa de fallos durante el tratamiento.

Se analizaron los parámetros dosimétricos para el corazón y la arteria coronaria izquierda descendente anterior (LAD) en IPM:  $D_{media}$  (Gy),  $D_{max}$  (Gy) para el corazón y  $D_{media}$  (Gy) para la LAD.

## RESULTADOS

En la tabla 1 se presentan los resultados de la reproducibilidad junto con el intervalo de confianza del 95% para cada eje de traslación. La fiabilidad de DIFGI v2.0 es del 100%.

Los parámetros dosimétricos promedio [primer y tercer cuartil] en IPM para el corazón son 1.6 [1.3;1.8] Gy para la dosis media, 29.7 [28.6;38.5] Gy para la dosis máxima y para la LAD 8.5 [5.7;12.6] Gy para la dosis media.

## DISCUSIÓN

Los resultados preliminares de la reproducibilidad son comparables con la literatura para los pacientes con desplazamientos mínimos entre sesiones de tratamiento.



La interconexión con la unidad de tratamiento mejora la fiabilidad respecto la versión anterior 100% vs 98.9%. [1] Los parámetros dosimétricos obtenidos son comparables a los obtenidos con la versión anterior del dispositivo. [1]

## CONCLUSIÓN

El dispositivo DIFGI v2.0 permite realizar la IPM de forma reproducible y segura. Los beneficios dosimétricos son comparables con los obtenidos en IPM en el ensayo anterior.

## REFERENCIAS

[1] ROMERA-MARTÍNEZ I, MUÑOZ-MONTPLET C, JURADO-BRUGGEMAN D, ONSÈS-SEGARRA A, FUENTES-RASPALL R, BUXÓ M, VILANOVA JC. A NOVEL DEVICE FOR DEEP-INSPIRATION BREATH HOLD (DIBH): RESULTS FROM A SINGLE-INSTITUTION PHASE 2 CLINICAL TRIAL FOR PATIENTS WITH LEFT-SIDED BREAST CANCER. PRACT RADIAT ONCOL. 2020 JUL-AUG;10(4):E290-E297. DOI: 10.1016/j.prro.2020.02.004. EPUB 2020 FEB 14. PMID: 32068155.

# DISCREPANCIAS EN LA DOSIS ADMINISTRADA FRENTE A LA PLANIFICADA EN TRATAMIENTOS DE ESÓFAGO COMO CONSECUENCIA DEL MOVIMIENTO DIAFRAGMÁTICO

García de Acilu, P. (1); García Ruiz-Zorrilla, J. (1); Prado, A. (2); Martí, J. (2); Zucca, D. (2); Alonso, L. (2); De la Casa, M. Á. (2); Rubio, C. (3); Fernández-Letón, P. (3)

(1) HM Puerta del Sur, (2) HM Sanchinarro, (3) HM Sanchinarro y HM Puerta del Sur

PALABRAS CLAVE: DOSIS EN CBCT MOVIMIENTO RESPIRATORIO MOVIMIENTO DIAFRAGMÁTICO UNIÓN GASTRO-ESOFÁGICA

## OBJETIVO

La utilización de sistemas de control respiratorio en SBRT es una práctica habitual en radioterapia. Sin embargo, en pacientes tratados en fraccionamiento convencional o hipo-fraccionados no es tan común, en parte debido a que los márgenes utilizados son mayores y en parte a que, al ser tratamientos con tasas más bajas y administrados en más fracciones, el efecto del movimiento respiratorio tiende a promediarse.

En este trabajo se quiere analizar el efecto que tiene ese movimiento respiratorio en tumores que se encuentran en el mismo plano que el diafragma, cuantificando como afecta a la distribución de dosis el hecho de que el CT de planificación se haga en un instante de tiempo y en cambio el tratamiento incluya varios ciclos de movimiento diafragmático.

## MÉTODO

Se han evaluado 6 tratamientos de pacientes cuya irradiación incluyese la unión gastro-esofágica (UGE), que es la zona más comprometida dosimétricamente por el movimiento del diafragma. La prescripción era 50.4 Gy, administrados en 28 fracciones.

Se realiza una fusión rígida del CT de planificación con 5 CBCT, aplicando los desplazamientos realizados en el acelerador. Se recalcula la dosimetría sobre los CBCT y, mediante fusión deformable, se traslada la dosis al CT de planificación. De este modo podemos acumular la dosis impartida en cada sesión sobre un mismo CT y cuantificar así las desviaciones respecto al plan inicial. Evaluamos los cambios por sesión y el total acumulado durante tratamiento.

## RESULTADOS

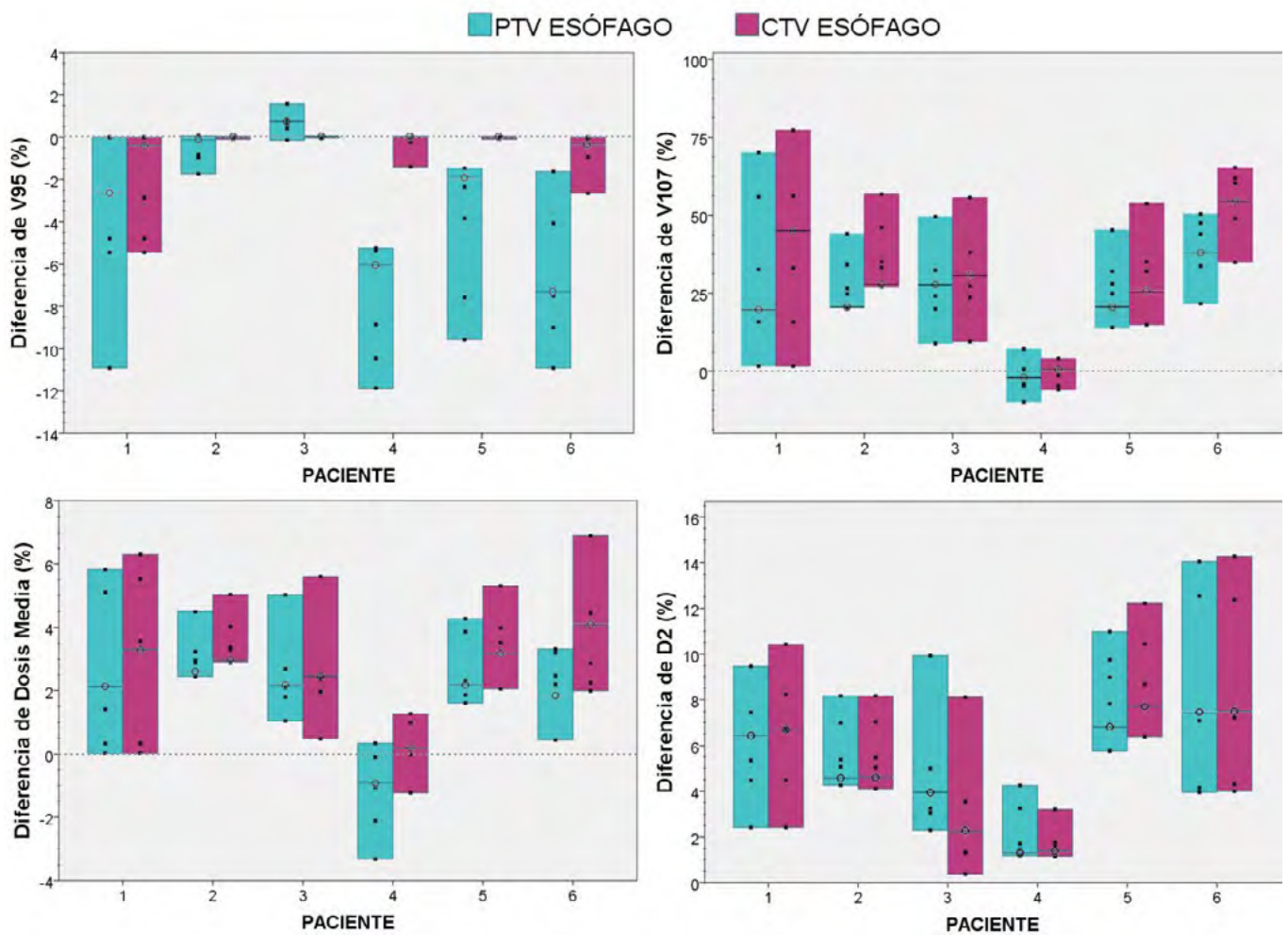


FIGURA 1. Diferencia en los volúmenes de cobertura y sobredosisificación (V95-V107), y porcentaje de diferencia en dosis media y dosis altas (D2). Las */times* representan cada fracción evaluada y el */circ* el valor acumulado durante el tratamiento.

## DISCUSIÓN

De los 6 pacientes analizados, solamente en uno (paciente 4) el CT de simulación parece haberse adquirido en una fase respiratoria intermedia, en los otros 5 pacientes, el CT se adquirió en fase de exhalación. Al realizar la fusión con el CBCT, que equivaldría a un CT lento y, por tanto, promedia el movimiento respiratorio, vemos que la zona diafragmática no coincide con la de planificación en esos 5 pacientes (figura 2a-2b).

Esto afecta drásticamente a la dosimetría de la UGE ya que, una parte del haz, que atravesaba material con densidad aproximadamente 1 antes de alcanzar el tumor, ahora atraviesa una mezcla de tejido y pulmón, dando lugar a sobredosisificaciones importantes (figura 2c-2d).



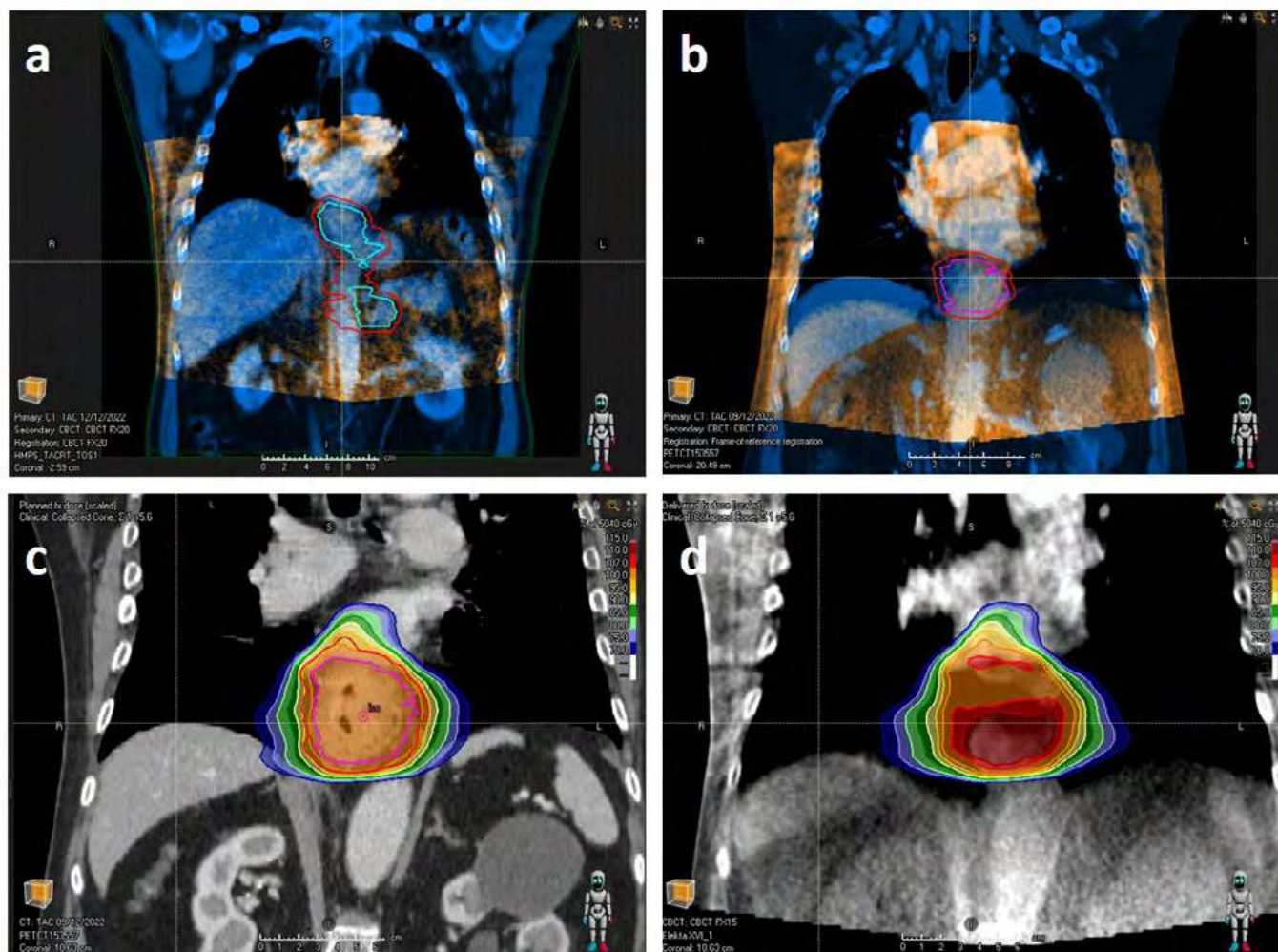


FIGURA 2. Fusión del CT\_planificación-CBCT en los pacientes 4 (a) y 6 (b). Dosimetría del paciente 6 calculada sobre el CT\_planificación (c) y sobre un CBCT (d).

En la figura 1 vemos que, en el tratamiento completo de los pacientes conflictivos, el V107 del CTV aumenta entre un %-50%, mientras que dosis media acumulada en CTV sube un 2%-4%. Las dosis altas, evaluadas por el D2, pueden llegar a aumentar en CTV hasta un 7.5 %, es decir 3.8 Gy.

## CONCLUSIONES

A falta de incrementar la estadística de pacientes, las diferencias dosimétricas encontradas nos hacen plantearnos la necesidad de realizar algún tipo de control respiratorio en los tratamientos que impliquen la zona de la UGE.

## ÁREA TEMÁTICA: GARANTÍA DE CALIDAD





## ENCUESTA A LOS PACIENTES DE RADIOTERAPIA SOBRE LA IMPORTANCIA DEL PAPEL CLÍNICO DE LOS RADIOFÍSICOS

Valdivielso Lopez, T. (1); Ambroa, E. (1); Infestas, Á. (1); García-Miguel, J. (1); Lizondo, M. (1); Navarro, D. (1); Lorenzo, Á. (1); Ramírez, T. (1); Colomer, M. (1)

(1) Consorcio Sanitario de Terrassa

PALABRAS CLAVE: PAPEL CLÍNICO, RADIOFÍSICO

### INTRODUCCIÓN

El papel del radiofísico en la calidad y eficiencia de los tratamientos de radioterapia está bien definido. Sin embargo, en la mayoría de los centros sanitarios no se produce trato personal directo entre el paciente y el radiofísico. Por ello, en los últimos años se está discutiendo la utilidad de este contacto para el paciente.

La American Association of Physics in Medicine (AAPM) ha publicado recientemente una guía (MPPG 10.a) en la que sugiere que la comunicación directa entre paciente y radiofísico debería incluirse en la práctica habitual.

El objetivo de este trabajo es evaluar si es positivo para los pacientes recibir información de la parte más técnica de su tratamiento y si, en un futuro, podrían implantarse consultas de los radiofísicos en nuestro departamento.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñó una hoja informativa sobre la labor del radiofísico en radioterapia, donde se explican los detalles de los tratamientos y del control de calidad del acelerador. Esta hoja se entregó a los pacientes el día de la simulación del TC para que tuviesen tiempo de leerla y asimilar la información.

Al final del tratamiento los pacientes recibieron una encuesta anónima y voluntaria con seis preguntas simples acerca de la comprensión y utilidad de la información recibida.

### RESULTADOS

Desde agosto de 2022 hasta enero de 2023 se han recogido 151 encuestas, cuyo formato se muestra en la figura 1. El 85% de los pacientes afirma haber leído el documento informativo, mientras que un 15% no.



FIGURA 1:

Encuesta a los pacientes

1. ¿Ha leído el documento que se le entregó sobre los aspectos técnicos de su tratamiento?

 No (en este caso no hace falta que continúe la encuesta)  Sí

2. ¿Cree haber entendido bien dicho documento?

 No, nada  Poco  Sí, algo  Mucho

3. ¿Cree que ha sido beneficioso para usted haberlo recibido?

 No, nada  Poco  Sí, algo  Mucho

4. ¿Cree que este documento le ha servido para ir con mayor tranquilidad diariamente a su tratamiento?

 No, nada  Poco  Sí, algo  Mucho

5. ¿Cree que hubiese sido de ayuda para usted que el radiofísico, en persona, le explicase los aspectos técnicos de su tratamiento?

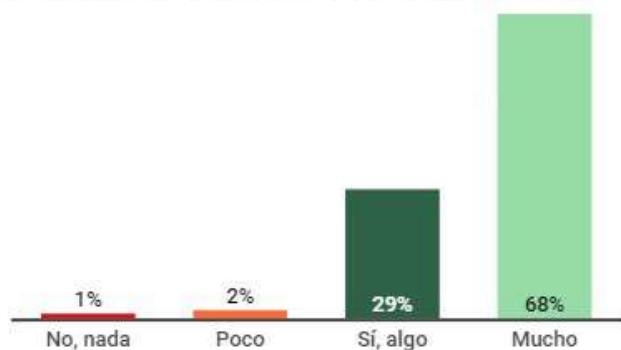
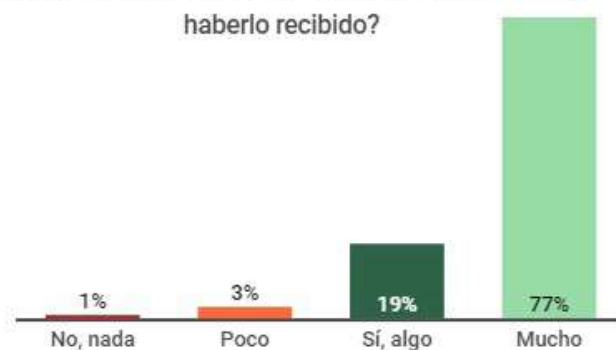
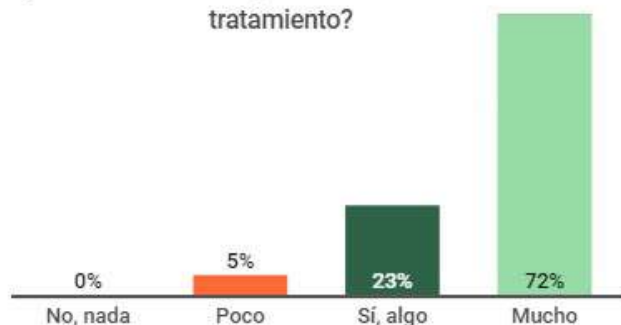
 No, nada  Poco  Sí, algo  Mucho

6. ¿Le ha quedado alguna duda sobre la forma en la que se ha impartido su tratamiento?  
Si es así, ¿cuál?

En la figura 2 se pueden ver las respuestas de las preguntas 2, 3, 4 y 5.



FIGURA 2: Resultados de las preguntas 2, 3, 4 y 5

**Pregunta 2. ¿Cree haber entendido bien el documento?****Pregunta 3. ¿Cree que ha sido beneficioso para usted haberlo recibido?****Pregunta 4. ¿Cree que este documento le ha servido para ir con más tranquilidad diariamente a su tratamiento?****Pregunta 5. ¿Cree que hubiese sido de ayuda para usted que el radiofísico, en persona, le explicase los aspectos técnicos de su tratamiento?**

Se observa que un alto porcentaje de los pacientes cree haber entendido el documento y considera que ha sido beneficioso recibirlo. También, cabe destacar que el 77% de los pacientes piensa que sería útil hablar en persona con el radiofísico.

En la última pregunta ninguno de los pacientes ha planteado dudas acerca de lo descrito en el documento informativo.

## CONCLUSIONES

Diversas guías y publicaciones han confirmado que la relación entre el paciente y el radiofísico puede reducir la ansiedad de los pacientes, debido a una mejor comprensión de la complejidad del tratamiento.

En nuestro departamento, los resultados de la encuesta muestran que la información proporcionada por los radiofísicos es útil para la mayoría de los pacientes. Un 77% de los pacientes considera que sería beneficioso establecer un contacto directo con el radiofísico.

En un futuro se planteará en el servicio la posibilidad de que los pacientes interesados hablen con el radiofísico, con el fin de que puedan aclarar las dudas particulares y entender la parte más técnica del proceso radioterápico.

## AUTOMATIZACIÓN DEL ANÁLISIS DEL PICKETFENCE PARA HALCYON

Martín Rodríguez, Z. (1); Díaz Aviñó, C. (1); Sánchez Ruipérez, J. (1); Hierro Rivero, A. (1); García Balsa, A. (1); Villacé Gallego, A. (1); Crelgo Alonso, D. (1); Fernández Cerezo, S. (1); San José Olmo, D. (1); Rodríguez Latorre, D. (1); Sánchez Galiano, P. A. (1); Fernández García, J. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias

## INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de radioterapia con técnicas moduladas han ido en aumento y ofrecen muchas ventajas frente a la radioterapia conformada en 3D, pero conllevan controles del multiláminas (MLC) más minuciosos para asegurar una correcta distribución de la dosis. En este trabajo, nos hemos centrado en el picketfence para el Halcyon. Su análisis permite distinguir pequeñas desviaciones en la posición de las láminas con respecto a la posición nominal para detectar posibles fallos del MLC.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El acelerador que hemos estudiado es un Halcyon equipado con un colimador multiláminas de doble capa, superpuesto y desfasado para conformar el haz. Consta de 56 pares de láminas de un ancho 0.5 cm en el isocentro. El Halcyon posee una única energía 6MV-FFF y el panel detector se encuentra a una distancia fija a 54 cm del isocentro. Todo ello hace el análisis sea más complicado. Utilizando un código de elaboración propia escrito en Matlab, se ha automatizado el análisis de la prueba de picketfence para la detección de posibles errores en el posicionamiento de las láminas.

El estudio se ha llevado a cabo con planes sin introducir error alguno, y con planes con diferentes errores introducidos a propósito (Figuras 1 y 2). Primero analizamos las imágenes sin errores durante dos años para comprobar que no teníamos desviaciones significativas que afectaran a nuestros resultados. A continuación, introdujimos errores con desviaciones de 0.5 mm en pickets concretos y estudiamos la forma de detectarlos automáticamente.

## RESULTADOS

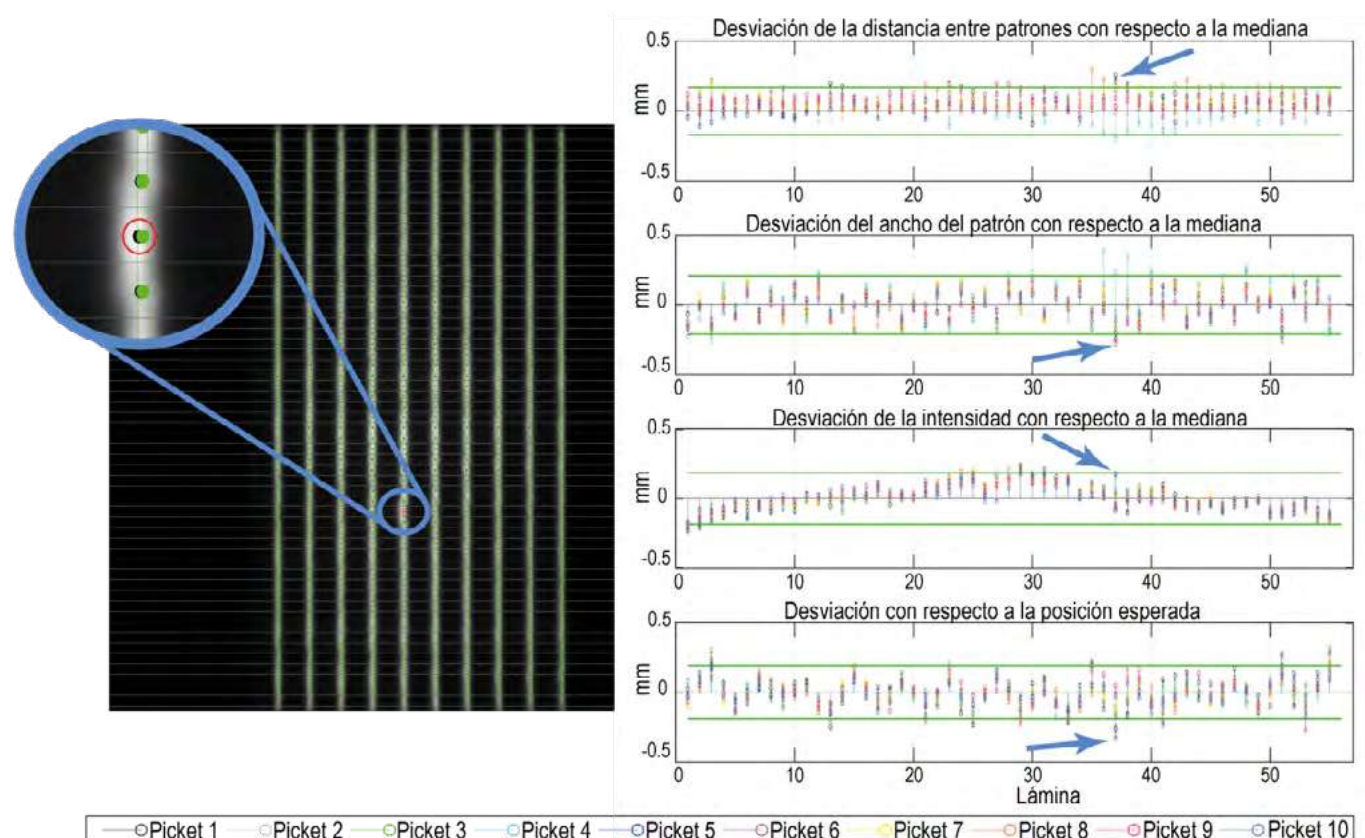
Nuestro software es capaz de obtener desviaciones en el posicionamiento de las láminas. Además, hemos estudiado los errores introducidos a propósito: láminas que no llegan o sobrepasan la posición nominal. También ofrece un análisis estadístico de los resultados obtenidos para cada par de láminas en cada picket, donde se calcula y muestra la intensidad, el ancho y la separación entre los patrones, y los residuos de cada desviación respecto a la posición nominal del picket.

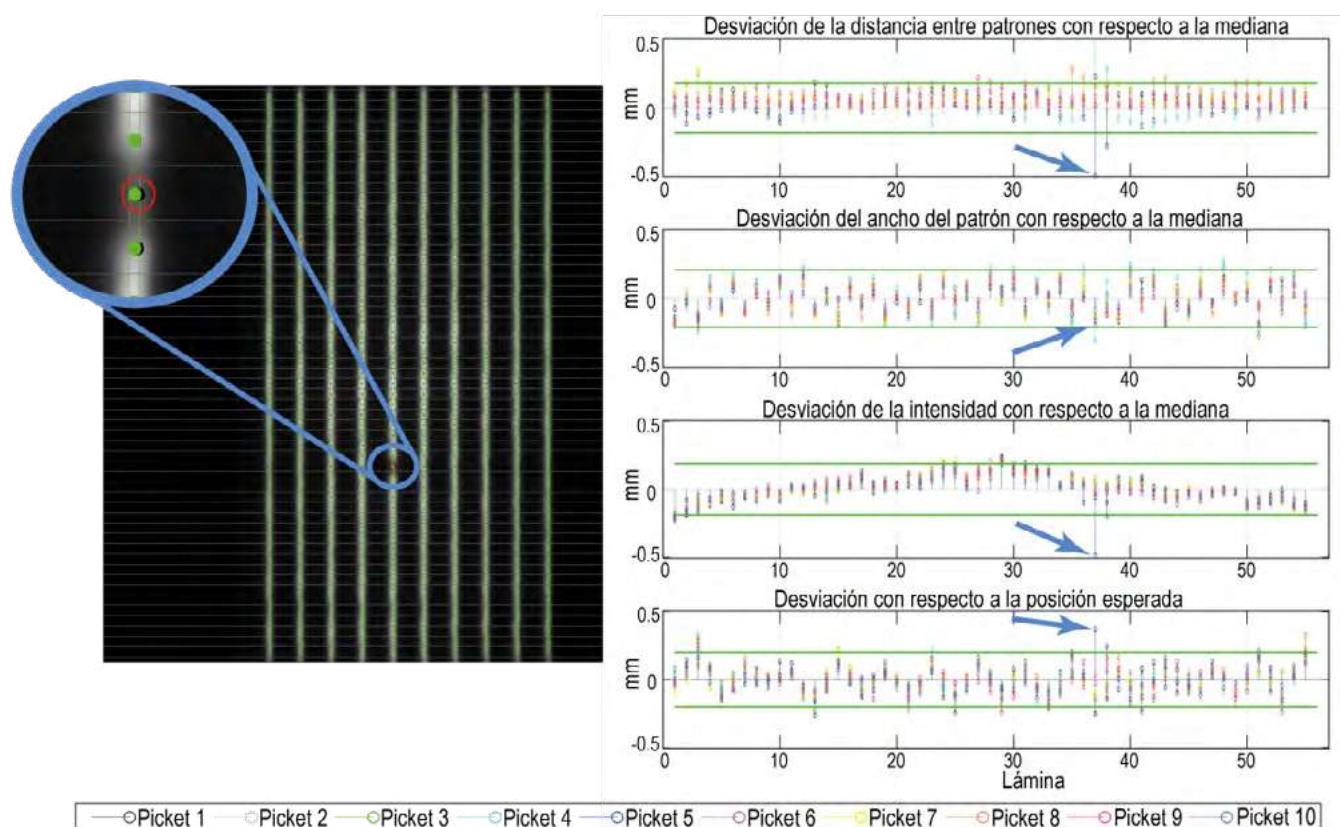
## DISCUSIÓN

La prueba de picketfence consiste en analizar un espacio de 1mm entre láminas enfrentadas y la separación entre diez pickets consecutivos (15 mm), y comprobar si éstas se colocan en la posición correcta. Un desvío de esta posición podría incurrir en una diferencia de dosis que podría afectar a la eficacia del tratamiento. Con nuestro software somos capaces de detectar y estudiar de forma automática diferentes errores de posicionamiento de las láminas para corregirlos.

## CONCLUSIONES

Hemos elaborado un software basado en Matlab que nos permite automatizar el control de calidad del MLC para tratamientos modulados en el Halcyon. Aunque el MLC, la energía sin filtro aplanador, y el detector alejado hacen el análisis de la prueba picketfence más complejo; somos capaces de detectar automáticamente el posicionamiento de las láminas estando en todo caso, por debajo de la tolerancia (0.5 mm). Esto demuestra que nuestro software es potente y permite mantener un control del multiláminas que garantiza su correcto funcionamiento durante los tratamientos.





## MEDIDAS PARA EL COMISIONADO DE UN MR-LINAC ELEKTA UNITY

Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Sánchez López, R. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: COMISIONADO, UNITY

### INTRODUCCIÓN

La radioterapia guiada por imagen (IGRT) fue un avance importante en los tratamientos de radioterapia. Recientemente, los equipos que incorporan una resonancia magnética (RM) como sistema de guiado suponen una nueva mejora en cuanto a la localización del volumen tumoral dada la mayor capacidad de contraste de tejidos blandos comparada con imagen por RX. El comisionado de estos equipos difiere ligeramente del realizado para equipos convencionales. Este trabajo describe sucintamente el comisionado de un MR-linac Elekta Unity.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizaron pruebas de calidad de imagen de la RM, así como geométricas y dosimétricas. Fundamentalmente para la RM, utilizando diferentes maniqués se evaluaron entre otros la precisión geométrica y la calidad de imagen. Se analizaron el posicionamiento de láminas del MLC con película radiocrómica, el diámetro del isocentro de radiación y la coincidencia MR- MV. Se caracterizó dosimétricamente la transmisión del del criostato que contiene el helio de la RM. Se midieron perfiles y rendimientos de varios tamaños de campo de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  hasta el máximo de  $57 \times 22 \text{ cm}^2$  a ángulo de gantry de  $0^\circ$  utilizando el maniquí de agua PTW BEAMSCAN MR, con un diodo de microdiamante y una cámara de ionización semiflex 3D de PTW. Asimismo, se midieron otros perfiles y rendimientos para 5 tamaños de campo con ángulo de gantry de  $270^\circ$ . Se obtuvo el índice de calidad TPR 15,5 y los factores de campo. Estos datos se validaron comparándolos con los calculados y se realizaron comprobaciones con tratamientos de IMRT utilizando el maniquí ArcCheck.



## RESULTADOS

Todas las medidas de imagen cumplieron tolerancias. La precisión en posición del colimador multilámina fue menor de 1.0 mm. La precisión geométrica fue de 2.8 mm para los volúmenes de mayor tamaño (500 mm). El radio del isocentro de MV fue de 0.26 mm y la coincidencia MR – MV 0.3957 mm. El criostato con llenado de helio al 80.6% reveló una desviación total de la dosis del 2.05 %, estos datos se introducen en el TPS. El valor del TPR 15,5 fue de 0.7196. Las PDD y los perfiles calculados mediante TPS mostraron una excelente concordancia con las mediciones. La tasa de paso de índice gamma para los planes de IMRT (3%/2mm/10%TH) fueron  $96.9 \pm 2.3\%$ .

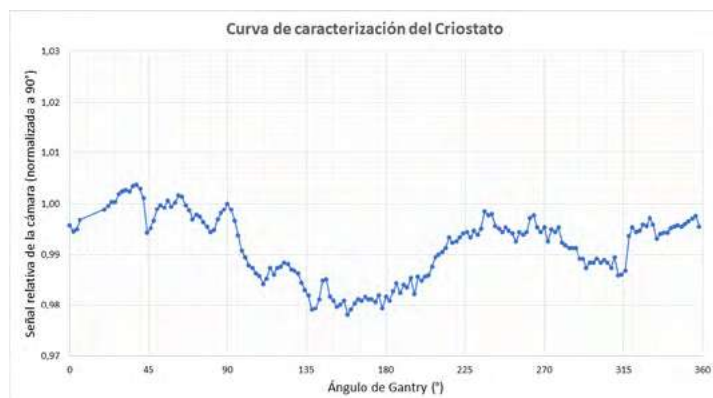


FIGURA 1. Caracterización de la atenuación de la señal del al cámara al atravesar el criostato

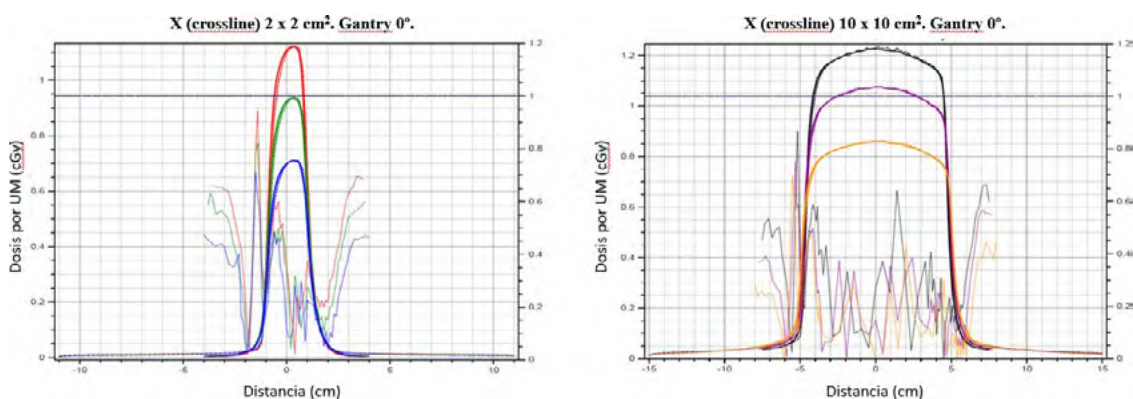


FIGURA 2. Perfiles 2x2 cm<sup>2</sup> y 10x10 cm<sup>2</sup>. En el perfil de menor tamaño se aprecia mejor el efecto del campo magnético.

## DISCUSIÓN

Todos los parámetros medidos se encontraron dentro de tolerancias. El modelado del TPS mostró excelente concordancia en las medidas de tratamientos de IMRT. Es importante mantener el nivel de helio del criostato constante ya que afecta a la dosimetría. Se aconseja adquirir la PTW MPI para poder medir el TPR<sub>20,10</sub> en agua.

## CONCLUSIONES

El proceso de comisionado y aceptación de un Elekta Unity es similar al de los aceleradores convencionales con algunas variaciones debidas a la estructura del equipo y la RM.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SNYDER JE, ST-AUBIN J, YADDANAPUDI S, BOCZKOWSKI A, DUNKERLEY DAP, GRAVES SA, ET AL. COMMISSIONING OF A 1.5T ELEKTA UNITY MR-LINAC: A SINGLE INSTITUTION EXPERIENCE. J APPL CLIN MED PHYS. 2020;21(7):160–72.
- <sup>2</sup> POWERS M, BAINES J, CRANE R, FISHER C, GIBSON S, MARSH L, ET AL. COMMISSIONING MEASUREMENTS ON AN ELEKTA UNITY MR-LINAC. PHYS ENG SCI MED. 2022;45(2)





# ESTUDIO MULTICÉNTRICO DE APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA 'SEAFARER' PARA VALIDAR LAS VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO EN TRATAMIENTOS DE SBRT DE COLUMNA

Serrano Rueda, S. (1); Calvo Ortega, J. F. (2); Escudé, L. (3); Jornet, N. (4); Lara, Í. (5); Modolell, I. (6); Montes, E. (7); Mosquera Cereijo, I. (8); Quera, J. (9); Ramírez, A. (10); Romera Martínez, I. (11); Seoane, A. (12); Tello, J. I. (13); Valdivielso, T. (14); Velasco Fernández, C. (8); Visus, M. (15); Saez, J. (1)

(1) Hospital Clínic de Barcelona, (2) QuirónSalud Barcelona–QuirónSalud Málaga, (3) Centro médico Teknon, (4) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, (5) Hospital Sant Joan de Reus, (6) Institut Català d'Oncologia–Hospitalet, (7) Institut Català d'Oncologia - Badalona, (8) Hospital Clínic Universitario de Valencia, (9) Hospital del Mar, (10) Hospital Sant Joan de Déu de Manresa, (11) Institut Català d'Oncologia–Girona, (12) Hospital Vall d'Hebron, (13) Instituto IMOR, (14) Consorci Sanitari de Terrassa, (15) Hospital Arnau de Vilanova

PALABRAS CLAVE: GARANTÍA DE CALIDAD, AUDITORÍAS, SENSIBILIDAD, VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO, IMRT, VMAT

## INTRODUCCIÓN

"Seafarer" es un nuevo concepto de auditoría para las verificaciones pre-tratamiento que evalúa la capacidad para identificar planes con errores. El objetivo del presente trabajo es trasladar esta metodología a la práctica clínica en 16 centros.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Mediante una encuesta se obtuvo el método de verificación y criterios utilizados en las verificaciones pre-tratamiento. Cada centro seleccionó de su base de datos un plan de SBRT de columna que se editó externamente (Python) para introducir modificaciones simulando errores del acelerador:

- Sin cambios
- Abrir bancos MLC 0.5mm.
- Abrir 2mm láminas centrales MLC. Abrir bancos MLC 1.0mm.
- Abrir bancos MLC 1.5mm.
- Abrir 5mm láminas centrales MLC.
- Bajar tasa de dosis 2%, cerrar bancos MLC 1.0mm, colimador-1°.
- Subir tasa de dosis 2%, abrir banco MLC 1.0mm, colimador+1°.
- Cerrar bancos MLC 0.5mm.
- Cerrar bancos MLC 1.0mm. Colimador-1°.
- Colimador+1°.

Todos los centros recalcularon los planes modificados para valorar el impacto de los errores en la distribución de dosis registrando diferentes parámetros dosimétricos: D95%, D90% y D2% para el PTV, D1cc y D0.1cc para el PRV de médula.

A continuación, cada centro siguió su protocolo de verificación pre-tratamiento comparando las medidas de cada plan con el cálculo original. El resultado se registró centralmente y se estudió la detectabilidad de los planes con errores en función del impacto dosimétrico.

## RESULTADOS

Participaron 16 centros utilizando una amplia variedad de dispositivos: 13 utilizan 2 o más dispositivos independientes, 8 determinan la dosis con cámara de ionización y uno establece criterios de fallo a partir del impacto sobre el histograma del plan del paciente.

La Figura1a muestra que los errores introducidos causan diferencias de dosis significativas tanto en el D95(PTV) como en el D1cc(PRV\_Médula) con un impacto mayor sobre PRV\_Médula. En la Figura1b se representan los valores obtenidos en la comparación gamma para los dispositivos 2D/3D en función del cambio en D95(PTV). La Figura1c muestra la relación entre medidas puntuales de dosis y el impacto sobre el D95(PTV).

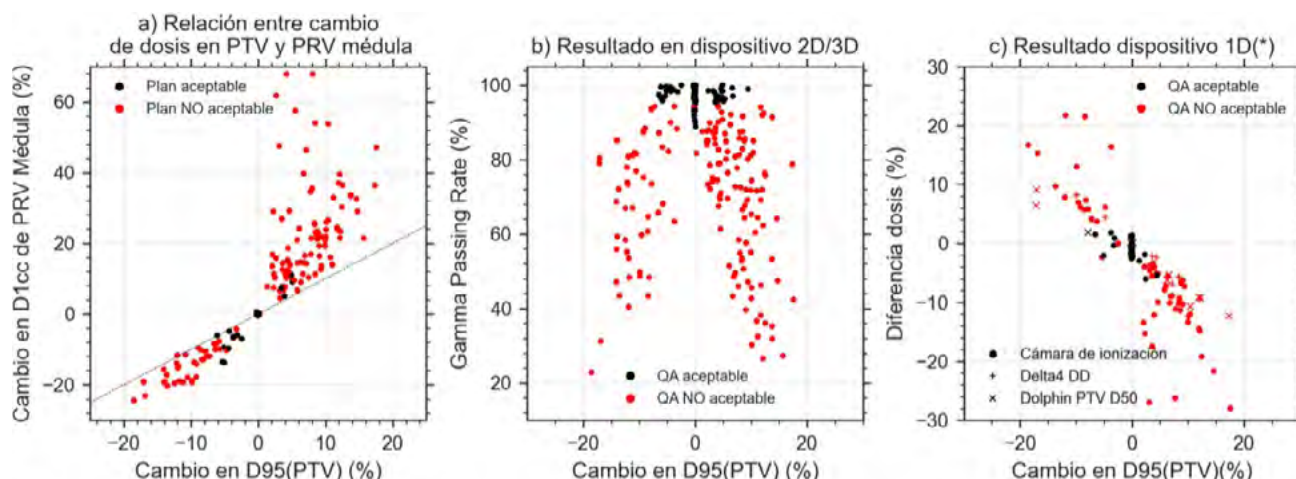


Figura 1: a) Relación entre el cambio de dosis en 1 cc del PRV de médula y del valor del D95 en PTV, b) resultado de los dispositivos que usan el criterio gamma en función del cambio producido en D95 en PTV y c) diferencia de dosis en un punto (1D) (cámara de ionización, diferencia de dosis en Delta4 y D50% PTV obtenido con Dolphin) en función del cambio producido en D95(PTV). En a) el color rojo (negro) corresponde a un plan que falla (pasa) la verificación. En b) y c) el color rojo y negro corresponden a un resultado de la verificación rechazada o aceptada respectivamente en ese dispositivo.

En la Figura2 se observa como alguno de los planes que causan diferencias de dosis >5% en el D1cc(PRIV\_Médula) o D95(PTV) fueron clasificados como aceptables por alguno de los dispositivos de verificación. La tasa de detección de planes es mayor al combinar dispositivos de verificación.

Los errores en los planes 4, 5, 6 y 8 fueron detectados por todos los centros. Los planes 2 y 9 pasaron el control pre- tratamiento en 3 y 7 centros, respectivamente. El plan 11 y 12 fueron identificados como problemáticos por un único centro cada uno.

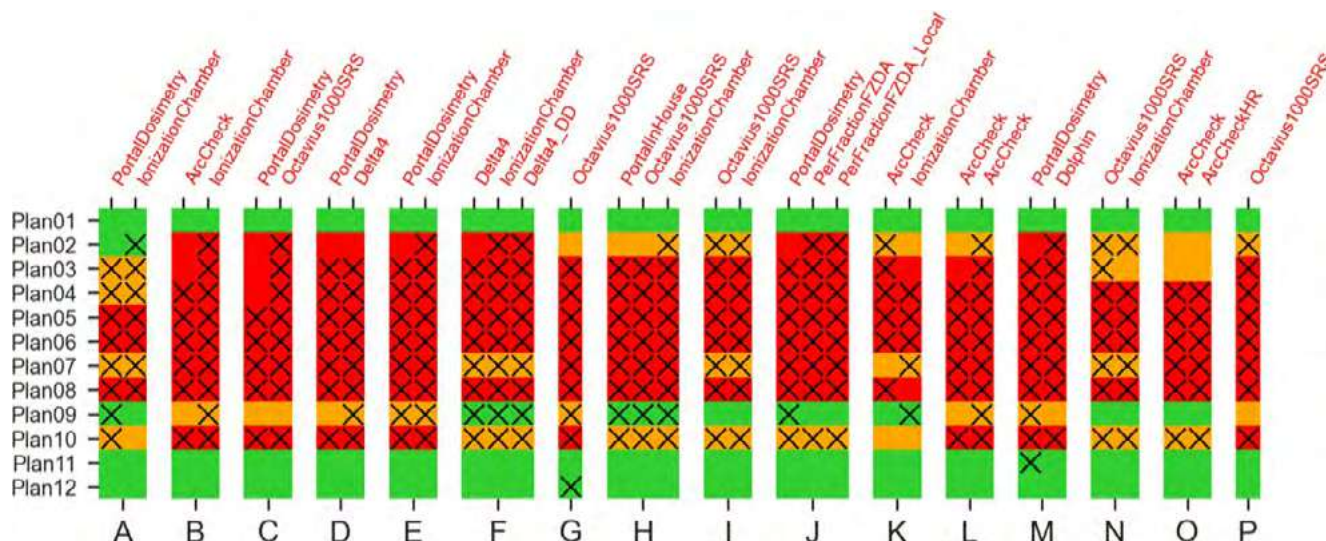


Figura 2: Resultados de los dispositivos de verificación (rótulos superiores) en función del impacto dosimétrico sobre el D95(PTV) y D1cc(PRIV\_médula) para cada plan y centro. La cruz indica aquel plan rechazado en la verificación. En color verde aquellos planes cuyo impacto sobre D95(PTV) y D1cc(PRIV\_médula) es <5%. En rojo cuando D95(PTV) o D1cc(PRIV\_médula) > 10%. En naranja el resto de casos.

## CONCLUSIONES

Se ha aplicado satisfactoriamente la metodología “Seafarer” para validar las verificaciones pre-tratamiento obteniendo resultados comparables a los reportados originalmente en la práctica clínica. Algunos de los planes con cambios clínicamente significativos no son detectados por todos los dispositivos, siendo necesario complementar más de un método. También se observa que muchos centros siguen realizando medidas de dosis puntuales, que ofrece una fuerte correlación con el cambio de dosis en D95(PTV).



## REFERENCIAS

<sup>1</sup>J. LEHMANN, M. HUSSEIN, M.A. BARRY ET AL. SEAFARER – A NEW CONCEPT FOR VALIDATING RADIOTHERAPY PATIENT SPECIFIC QA FOR CLINICAL TRIALS AND CLINICAL PRACTICE. RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY 171 (2022) 121–128

# CONTROLES DE CALIDAD PERIODICOS DE UN MR-LINAC ELEKTA UNITY DE 1.5 T

Huertas Martínez, C. Á. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Sánchez López, R. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. M. S. (1); Navarro Domenech, I. (1); yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1) (1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: UNITY, QC PERIÓDICO

## INTRODUCCION Y OBJETIVO

Existen múltiples guías para el control de calidad periódico de aceleradores. Para el control de calidad del acelerador de Elekta con resonancia, el consorcio de usuarios de Unity publico sus propias recomendaciones.

A continuación, se muestran las pruebas realizadas a un equipo Elekta Unity del hospital Universitario La Paz, sus periodicidades y tolerancias y se describen las peculiaridades del control de calidad debidas a la presencia de un campo magnético de 1.5 T.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El equipo Elekta Unity está compuesto por una resonancia magnética PHILIPS Ingenia de 1.5 T y por la exterior gira un acelerador de guía de onda estacionaria de 7MV FFF, sin eslabon y un MLC Agility. Esto hace que el haz de radiación sea muy estable, pero impide que tengamos acceso al gantry o dispongamos de campo de luz para colocar los detectores. Para colocarlos se emplea la imagen de megavoltaje y una plataforma, plataforma QA, sobre la que se colocan los detectores de Sunnuclear que los centra con el campo de radiación. La posición de la plataforma QA debe calibrarse mensualmente.

La calibración de la dosis del acelerador se ve afectada por el campo magnético. Los electrones secundarios son desviados por el campo magnético y esta desviación es mayor en aire que en agua, lo que obliga a introducir factores de corrección a la calibración de las cámaras de ionización. En nuestro caso empleamos una cámara Farmer y cuba BEAMSCAN RM de PTW compatibles con resonancia. Por el mismo efecto cuando medimos con agua sólida debemos rellenar el hueco del inserto con agua. La colocación de los cámaras de ionización se realiza con la ayuda de la imagen de MV.

Las pruebas de calidad de imagen de la resonancia se realizan con maniqués proporcionados por PHILIPS y que permiten medir de forma automática la uniformidad de la imagen, la señal ruido, la escala en las tres direcciones, la resolución y la distorsión de la imagen.

Para verificar la coincidencia del centro de la imagen de resonancia con el isocentro de radiación se usa el denominado maniquí MR to MV que tiene esferas radiopacas para determinar el isocentro MV y barras rellenas de líquido para formar imagen y determinar el centro de la imagen de la resonancia.

Las medidas de seguridad y protección radiológica no varían respecto a otros aceleradores.



## RESULTADOS

En la tabla se muestran las pruebas y equipos de medida, con sus periodicidades y tolerancias.

| Periodicidad | <b>PRUEBAS RESONANCIA MAGNETICA</b> |                                                    | Mánuqui/Detector                        | TOL                                                                      |
|--------------|-------------------------------------|----------------------------------------------------|-----------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------|
| QC-MR        | DIARIA                              | Nivel de He                                        |                                         | $< \pm 0,3\%$                                                            |
| QC-MR        | DIARIA                              | Actualización Antivirus                            |                                         | $< 1$ semana                                                             |
| QC-MR        | DIARIA                              | SIN DAÑOS VISIBLES EN MESA, CABLES O CONECTORES DE |                                         | sin daños                                                                |
| QC-MR        | DIARIA                              | ANTENAS                                            |                                         | $> 99\%$                                                                 |
| QC-MR        | DIARIA                              | Uniformidad integral                               | MANIQUI CALIDAD DE IMAGEN RM- PHILIPS   | $> 87$                                                                   |
| QC-MR        | DIARIA                              | Razón Señal-Ruido                                  | MANIQUI CALIDAD DE IMAGEN RM- PHILIPS   | $< \pm 0,5\%$                                                            |
| QC-MR        | DIARIA                              | Escala TRANSVERSAL                                 | MANIQUI CALIDAD DE IMAGEN RM- PHILIPS   | $< \pm 0,5\%$                                                            |
| QC-MR        | DIARIA                              | Escala CORONAL                                     | MANIQUI CALIDAD DE IMAGEN RM- PHILIPS   | $< \pm 0,5\%$                                                            |
| QC-MR        | SEMANAL                             | PIQT [Señal Ruido]                                 | MANIQUI CALIDAD DE IMAGEN RM - PHILIPS  | $> 59$                                                                   |
| QC-MR        | SEMANAL                             | PIQT [Uniformidad]                                 | MANIQUI CALIDAD DE IMAGEN RM - PHILIPS  | $< 47$                                                                   |
| QC-MR        | SEMANAL                             | PIQT [Escala]                                      | MANIQUI CALIDAD DE IMAGEN RM - PHILIPS  | $< \pm 0,5\%$                                                            |
| QC-MR        | SEMANAL                             | PIQT [FwHM]                                        | MANIQUI CALIDAD DE IMAGEN RM - PHILIPS  | [4,65-5,15]                                                              |
| QC-MR        | SEMANAL                             | PIQT [pixel X/Y]                                   | MANIQUI CALIDAD DE IMAGEN RM - PHILIPS  | 1,3/1,5                                                                  |
| QC-MR        | MENSUAL                             | GEOMETRICAL_QA                                     | MANIQUI DISTORSION 3D - PHILIPS         | a 20cm $< 1$ mm<br>a 30cm $< 2$ mm<br>a 40cm $< 3$ mm<br>a 50cm $< 5$ mm |
| QC-TPS       | MENSUAL                             | COMPROBACION DE LA ALINEACION DE RM A MV           | MANIQUI DE REGISTRO DE RM A MV - ELEKTA | $< 1$ mm                                                                 |

| Periodicidad | <b>PRUEBAS DE FLUIDO</b> |                                      | Mánuqui/Detector | TOL       |
|--------------|--------------------------|--------------------------------------|------------------|-----------|
| QC-FLUJ      | DIARIA                   | REINICIO RM Y MONACO                 |                  | Funcional |
| QC-FLUJ      | DIARIA                   | SISTEMA DE POSICIONAMIENTO (END2END) | Maniquí 3D       | Funcional |

| Periodicidad | <b>PRUEBAS DE PR</b> |                                                     | Mánuqui/Detector | TOL       |
|--------------|----------------------|-----------------------------------------------------|------------------|-----------|
| QC-PR        | DIARIA               | INDICADORES DE RADIACIÓN EN LA PANTALLA DEL CONTROL |                  | Funcional |
| QC-PR        | DIARIA               | PUERTA DE RADIACION E INTERRUPT                     |                  | Funcional |
| QC-PR        | DIARIA               | SISTEMA INTERNO DE TV Y AUDIO                       |                  | Funcional |
| QC-PR        | MENSUAL              | BLOQUEOS DE SEGURIDAD SETAS                         |                  | Funcional |
| QC-PR        | MENSUAL              | BLOQUEOS DE SEGURIDAD PUERTA MR                     |                  | Funcional |

| Periodicidad | <b>PRUEBAS MV</b> |                                                                  | Mánuqui/Detector                                                    | TOL                                           |
|--------------|-------------------|------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|
| QC-MV        | DIARIA            | Daily QA3 [output DOSE]                                          | Daily QA_MR Modelo1093-MR (software v3.1.0)                         | $< \pm 3\%$                                   |
| QC-MV        | DIARIA            | Daily QA3 [SIMETRIA X/Y]                                         | Daily QA_MR Modelo1093-MR (software v3.1.0)                         | $< \pm 3\%$                                   |
| QC-MV        | DIARIA            | Daily QA3 [TAMAÑO CAMPO]                                         | Daily QA_MR Modelo1093-MR (software v3.1.0)                         | $< \pm 2$ mm                                  |
| QC-MV        | SEMANAL           | PROFILER_output DOSIS (20x20 200 UM)                             | ICProfiler_MR- Sun Nuclear                                          | $< \pm 2\%$                                   |
| QC-MV        | SEMANAL           | PROFILER_SIMETRIA X                                              | ICProfiler_MR- Sun Nuclear                                          | $< \pm 2\%$                                   |
| QC-MV        | SEMANAL           | PROFILER_SIMETRIA Y                                              | ICProfiler_MR- Sun Nuclear                                          | $< \pm 2\%$                                   |
| QC-MV        | SEMANAL           | PROFILER_XY FS(2cm)                                              | ICProfiler_MR- Sun Nuclear                                          | $< \pm 2$ mm                                  |
| QC-MV        | SEMANAL           | PROFILER_XY FS(5cm)                                              | ICProfiler_MR- Sun Nuclear                                          | $< \pm 2$ mm                                  |
| QC-MV        | SEMANAL           | PROFILER_XY FS(10cm)                                             | ICProfiler_MR- Sun Nuclear                                          | $< \pm 2$ mm                                  |
| QC-MV        | SEMANAL           | PROFILER_XY FS(20cm)                                             | ICProfiler_MR- Sun Nuclear                                          | $< \pm 2$ mm                                  |
| QC-MV        | SEMANAL           | PROFILER_posicion del MLC $\pm 1$ mm                             | ICProfiler_MR- Sun Nuclear                                          | $< \pm 5\%$                                   |
| QC-MV        | SEMANAL           | PROFILER_Diagonales del MLC $\pm 1$ mm                           | ICProfiler_MR- Sun Nuclear                                          | $< \pm 5\%$                                   |
| QC-MV        | MENSUAL           | CONSTANCIA DEL PERFIL A MULTIPLES ANGULOS TG142                  | ArcCheck®-Sun Nuclear                                               | $< 1\%$ desde la ref                          |
| QC-MV        | MENSUAL           | CALIDAD A MULTIPLES ANGULOS TG142                                | ArcCheck®-Sun Nuclear                                               | $< 1\%$ desde la ref                          |
| QC-MV        | MENSUAL           | ANGULO DE GANTRY                                                 |                                                                     | $< \pm 0,3\%$                                 |
| QC-MV        | MENSUAL           | POSICION DE LA MESA (PRECISION, REPRODUCIBILIDAD, LINEALIDAD)1mm | ArcCheck®-Sun Nuclear                                               | $< 1$ mm                                      |
| QC-MV        | MENSUAL           | POSICIÓN DE LA LÁMINA IMRT $\pm 1$ mm                            | Radiocrómicas EBT3                                                  | $< 1$ mm                                      |
| QC-MV        | MENSUAL           | POSICIÓN DE LA LÁMINA IMRT A MULTIPLES ANGULOS TG142             |                                                                     |                                               |
| QC-MV        | MENSUAL           | Tratamiento estándar                                             | ArcCheck®-Sun Nuclear                                               | IG $> 95\%$                                   |
| QC-MV        | MENSUAL           | CALIBRACION PLATAFORMA QA (tol 0.3mm)                            | MANIQUI DE ALINEACION DE MV - ELEKTA                                | $< 0,3$                                       |
| QC-MV        | MENSUAL           | CALIBRACION DEL EPID                                             |                                                                     | $< \pm 1\%$                                   |
| QC-MV        | MENSUAL           | DOSIS ABSOLUTA                                                   | Agua Sólida-sun Nuclear<br>Farmer TM30013+Electrómetro UNIDOS Tango | $< \pm 2\%$                                   |
| QC-MV        | ANUAL             | PLANITUD (1% desde la ref)                                       | Cuba BEAMSCAN RM - PTW                                              | $< 1\%$ desde la ref                          |
| QC-MV        | ANUAL             | SIMETRIA (1% desde la ref)                                       | Cuba BEAMSCAN RM - PTW                                              | $< 1\%$ desde la ref                          |
| QC-MV        | ANUAL             | output Dosis 1%                                                  | Cuba BEAMSCAN RM - PTW                                              | $< \pm 1\%$                                   |
| QC-MV        | ANUAL             | OUTPUT Scp                                                       | Cuba BEAMSCAN RM - PTW                                              | $< 1\%$ si FS $> 4$ cm $< 2\%$ si FS $< 4$ cm |
| QC-MV        | ANUAL             | OUTPUT OFFAXIS Scp                                               | Cuba BEAMSCAN RM - PTW                                              | $< 1\%$ si FS $> 4$ cm $< 2\%$ si FS $< 4$ cm |
| QC-MV        | ANUAL             | LINEALIDAD DE LA UNIDAD MONITOR                                  | Cuba BEAMSCAN RM - PTW                                              | $< 5\%$ para 2-4 UM                           |
| QC-MV        | ANUAL             | CONSTANCIA DE LA SALIDA CON LA TASA DE DOSIS                     | Cuba BEAMSCAN RM - PTW                                              | $< 2\%$ desde la ref                          |
| QC-MV        | ANUAL             | CALIDAD TG142 TPR155                                             | Cuba BEAMSCAN RM - PTW                                              | $< 1\%$ desde la ref                          |
| QC-MV        | ANUAL             | REPETITIVIDAD DE LA POSICION DE LA LÁMINA IMRT $\pm 0,5$ mm      | ArcCheck®-Sun Nuclear                                               | IG $> 95\%$                                   |
| QC-MV        | ANUAL             | TAMAÑO DEL ISOCENTRO                                             | Radiocrómicas EBT3                                                  | $\leq 1$ mm                                   |





## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El control de calidad de un equipo Elekta Unity consta de las mismas pruebas que a un acelerador convencional más los controles de la imagen de resonancia, el control del flujo diario y el control de la plataforma QA para posicionar equipos de medida. Además, los equipos de medida deben ser compatibles con el campo magnético y es necesario introducir factores de corrección para calibración de la dosis. En todos los casos se ha contado con la ayuda y formación presencial de las casas comerciales.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> ROBERTS DA, SANDIN C, VESANEN PT, ET AL. MACHINE QA FOR THE ELEKTA UNITY SYSTEM: A REPORT FROM THE ELEKTA MR-LINAC CONSORTIUM. MED PHYS. 2021; 48(5): E67- E85. DOI:10.1002/MP.14764

## ÁREA TEMÁTICA: TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

### NUEVO SCRIPT DE IMAGEJ PARA EL ANÁLISIS COMPLETO DE LA CONSTANCIA DEL CENTRO DE ROTACIÓN EN SPECT-CT.

Bataller Martí, A. (1); de Marco Blancas, N. (1); Mingarro Carceller, J. (1); González Amorós, L. E. (2); Santos Serra, A. (1)  
(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón, (2) Instituto Catalán de Oncología Girona

PALABRAS CLAVE: MEDICINA NUCLEAR, GAMMACÁMARA, SPECT, CENTRO DE ROTACIÓN, COR

## INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es comprobar la validez del cálculo del centro de rotación (COR) que realiza nuestro SPECT comparándolo con un script de *ImageJ* creado en nuestro servicio.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para realizar las medidas se ha utilizado un soporte fabricado con una impresora 3D (Ultimaker S3) que nos permite colocar 3 fuentes puntuales de  $^{99m}\text{Tc}$  en la disposición que especifica el *Protocolo de calidad de la instrumentación de medicina nuclear (PCCIMN)*.

Comparamos el cálculo del COR proporcionado por el software del *SPECT OPTIMA 640* de GE, utilizando 1 fuente, con el obtenido tras el análisis de nuestro script con 1 fuente (idéntico al requerido por el *SPECT*) y con 3 fuentes (según indica el *PCCIMN*). Realizamos las adquisiciones con 60 proyecciones en  $360^\circ$  para ambos detectores de forma independiente con los cabezales a  $90^\circ$  (L) y a  $180^\circ$  (H). Los colimadores utilizados son *LEHR*. Realizamos 5 adquisiciones por cada configuración de fuentes.

El software del *SPECT* ofrece los valores *DeltaX* para cada detector y *DeltaY*. *DeltaX* es el valor de la desviación entre el eje COR en el plano de la imagen del detector y el centro de la imagen en la dirección transaxial. *DeltaY* es la desviación entre ambos detectores del valor medio de las proyecciones de las fuentes en la dirección axial.

Nuestro script (figura 1) analiza las proyecciones de cada detector ajustando cada fuente a una gaussiana en función del valor de gris y tomando su posición como el punto de máxima altura de la gaussiana. Primero muestra el valor medio (centro de masas) de Y para cada fuente, indicando la desviación (media y máxima) de las proyecciones con respecto al valor medio. Luego analiza el eje del COR mediante 2 métodos equivalentes. El primero calcula el centro de masas y analiza la desviación del COR con el centro de la imagen. El segundo realiza un ajuste a un seno; analiza la desviación del COR con el centro de la imagen y la desviación (media y máxima) de las proyecciones con respecto al ajuste al seno. Finalmente nos proporciona la desviación máxima entre los COR de las 3 fuentes. El script nos indica constantemente las tolerancias de cada resultado mostrado.

Las imágenes con 1 fuente son analizadas por el *SPECT* y por nuestro script. Las imágenes con 3 fuentes son analizadas por nuestro script.

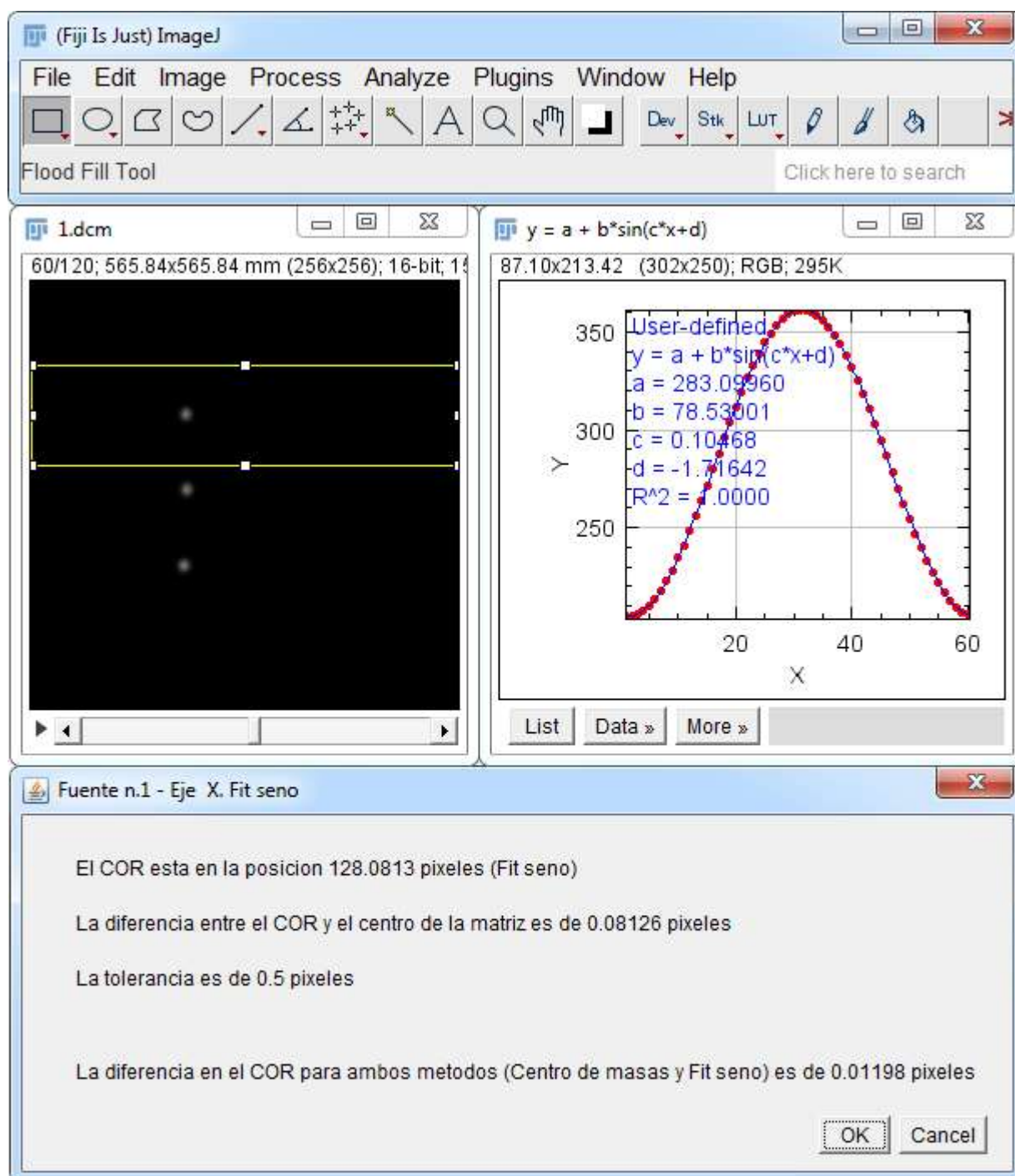


Figura 1. Ejemplo del script de ImageJ donde se ve la imagen del detector con las 3 fuentes y la ROI seleccionada a la izquierda, el ajuste a un seno de las posiciones en el detector para cada proyección a la derecha y, abajo, un panel con información sobre los valores que calcula el script y sus tolerancias.

## RESULTADOS

Se observa que los resultados de  $\Delta x$  y  $\Delta y$  (tabla 1) obtenidos con ambos métodos para 1 fuente son prácticamente idénticos y los obtenidos para 3 fuentes son equivalentes. Las leves diferencias entre los valores con 1 y 3 fuentes son debidas al diferente posicionamiento y al hecho de realizarse en días distintos.





|         |        | 1 fuente       |                | 3 fuentes - Script |                |                |
|---------|--------|----------------|----------------|--------------------|----------------|----------------|
|         |        | Gammacámara    | Script         | Fuente 1           | Fuente 2       | Fuente 3       |
| Delta X | H Det1 | 0.167 ± 0.006  | 0.164 ± 0.005  | 0.080 ± 0.010      | 0.051 ± 0.007  | 0.042 ± 0.004  |
|         | H Det2 | -0.018 ± 0.009 | -0.024 ± 0.006 | -0.055 ± 0.012     | -0.066 ± 0.010 | -0.108 ± 0.010 |
|         | L Det1 | -0.176 ± 0.006 | -0.179 ± 0.006 | -0.175 ± 0.008     | -0.095 ± 0.006 | -0.206 ± 0.014 |
|         | L Det2 | 0.159 ± 0.005  | 0.160 ± 0.007  | 0.055 ± 0.004      | 0.085 ± 0.006  | -0.021 ± 0.015 |
| Delta Y | H      | -0.043 ± 0.017 | -0.038 ± 0.017 | 0.097 ± 0.014      | -0.017 ± 0.013 | -0.021 ± 0.014 |
|         | L      | -0.013 ± 0.011 | -0.008 ± 0.014 | 0.096 ± 0.011      | 0.031 ± 0.017  | 0.026 ± 0.017  |

Tabla 1. Valores en píxeles de *DeltaX* (detectores 1 y 2) y *DeltaY* en configuración *H* y *L* mostrados por la gammacámara para 1 fuente y por el script tras el análisis de las imágenes en ImageJ para 1 y 3 fuentes.

## CONCLUSIONES

El análisis que realiza el propio equipo puede utilizarse como comprobación de la constancia del *COR* ya que es equivalente al nuestro, que cumple con las especificaciones del *PCCIMN*. En caso de querer realizar un mejor análisis se debe utilizar nuestro script, que proporciona 70 datos distintos en comparación con los 6 del *SPECT*.

## REFERENCIAS

- MONTES FUENTES, C ET AL. (2021). PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR VERSIÓN 2020 (1A ED.). MADRID: CREIN.
- NEMA STANDARDS PUBLICATION UN 1-2007. PERFORMANCE MEASUREMENTS OF GAMMA CAMERAS (2007). ROSSLYN: NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION.

# ARMONIZACIÓN EN EQUIPOS PET/TC Y PET/RM APLICADO A ESTUDIOS CON 68GA

Gandia-Ferrero, M. T. (1); Torres-Espallardo, I. (2); Prado-Wohlwend, S. (2); Bello-Arques, P. (2); Vázquez-Martínez, M. (2); Ginés-Cárdenas, S. (1); Almendros-Riaza, A. (1); Martí-Bonmatí, L. (2)

(1) Instituto de Investigación Sanitaria La Fe (IIS La Fe)-Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI230), (2) Hospital Universitari i Politènic La Fe-Àrea Clínica de Imagen Mèdica-Servici de Medicina Nuclear

PALABRAS CLAVE: ARMONIZACIÓN; IMÁGENES PET; PET/TC; PET/RM; [68GA]GA-DOTA-TOC; TUMORES NEUROENDOCRINOS; COMBAT; TERAPIA CON PÉPTIDOS RADIOMARCADOS;

## INTRODUCCIÓN

Actualmente, gracias a la capacidad cuantitativa de las imágenes de PET, esta información nos permite establecer el tratamiento a seguir en determinadas patologías, como por ejemplo la selección para tratamientos con péptidos radiomarcados. Cabe tener en cuenta que los diferentes sistemas PET ofrecen diferentes valores cuantitativos dependiendo de las características del sistema, los algoritmos de reconstrucción y las correcciones aplicadas, entre otros. Consecuentemente, es necesario armonizar estos valores para poder tener independencia del equipo PET. El objetivo de este estudio es armonizar los valores de valor SUV en dos equipos diferentes y ver qué implicaciones conlleva.

## MATERIAL Y MÉTODOS

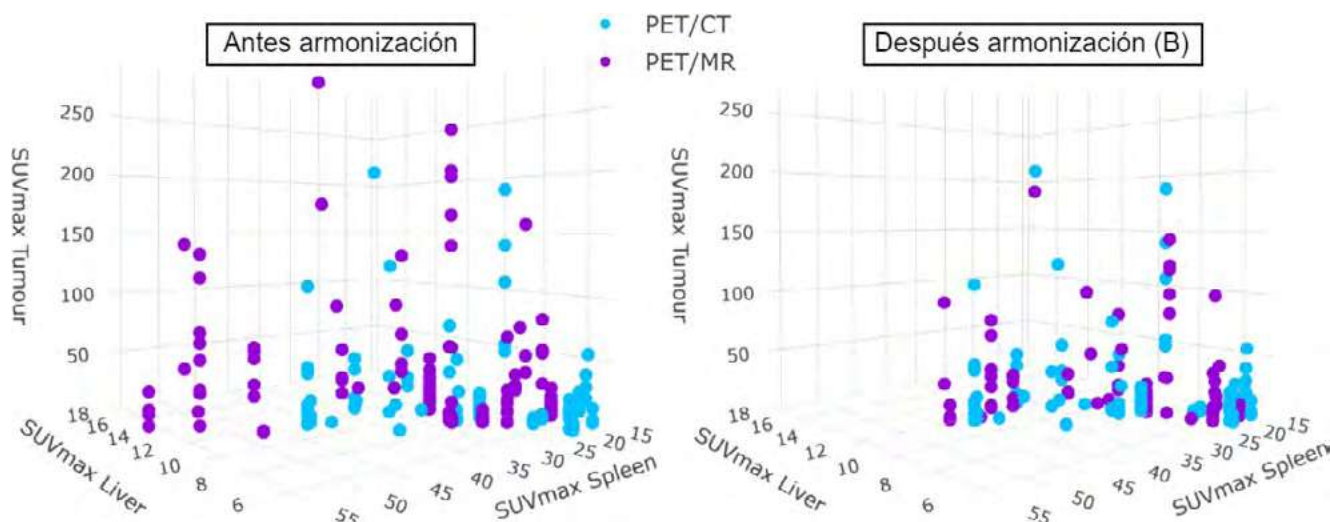
En este estudio se dispone de datos de 25 pacientes extraídos de imágenes PET adquiridas consecutivamente en un equipo PET/TC y en un PET/RM en un mismo día. A estos 25 pacientes, con tumores neuroendocrinos raros, se les administró una actividad de  $184 \pm 9$  MBq de [68Ga]Ga-DOTA-TOC. De las imágenes PET de los dos equipos se obtuvo el SUVmax de un total de 125 lesiones, así como del hígado y del bazo. En función de estos valores, se calculó el Krenning score (KS), que determina la adecuación a la terapia con péptidos radiomarcados con [177Lu]Lu-DOTA-TATE a partir de un umbral  $\geq 3$  [1].

Para la armonización de los valores del SUVmax se ha utilizado el método ComBat, que permite reducir el efecto en las variables tras emplear distintos equipos [2]. La armonización se ha realizado de 3 formas: cogiendo como sistema de referencia el PET/RM (A), el PET/TC (B) o una arbitraria (C). Una vez armonizados los valores se ha vuelto a analizar el KS para cada una de las regiones y evaluar los resultados calculando el coeficiente kappa entre el acuerdo de ambos sistemas para  $KS \geq 3$ .



## RESULTADOS

Antes de la armonización de los valores SUVmax, los dos sistemas proporcionaban valores distintos de KS en algunas de las lesiones, con una kappa=0,54. Después de la armonización se han obtenido las siguientes kappas: 0,04 (A), 0,68 (B) y 0,19 (C). En la figura se pueden observar los valores del SUV<sub>max</sub> antes y después de la armonización, y en la tabla las matrices de concordancia.



| Antes armonización |                    |                    |
|--------------------|--------------------|--------------------|
|                    | PET/TC<br>(KS ≥ 3) | PET/TC<br>(KS < 3) |
| PET/RM<br>(KS ≥ 3) | 61                 | 29                 |
| PET/RM<br>(KS < 3) | 0                  | 35                 |

| Después armonización |                    |                    |                    |                    |                    |                    |                    |                    |  |
|----------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--|
| Referencia           | (A) PET/MR         |                    |                    | (B) PET/TC         |                    |                    | (C) Arbitrario     |                    |  |
|                      | PET/TC<br>(KS ≥ 3) | PET/TC<br>(KS < 3) |                    | PET/TC<br>(KS ≥ 3) | PET/TC<br>(KS < 3) |                    | PET/TC<br>(KS ≥ 3) | PET/TC<br>(KS < 3) |  |
| PET/RM<br>(KS ≥ 3)   | 90                 | 0                  | PET/RM<br>(KS ≥ 3) | 48                 | 7                  | PET/RM<br>(KS ≥ 3) | 69                 | 2                  |  |
| PET/RM<br>(KS < 3)   | 34                 | 1                  | PET/RM<br>(KS < 3) | 13                 | 57                 | PET/RM<br>(KS < 3) | 43                 | 11                 |  |

## DISCUSIÓN

Se puede observar que los resultados de la armonización son distintos dependiendo del equipo que consideremos como referencia. Cogiendo el PET/TC como referencia, la concordancia entre ambos equipos (kappa=0,68) es superior a antes de la armonización (kappa=0,54), sin embargo, tomando como referencia el PET/RM la concordancia es bastante inferior (kappa=0,04).

## CONCLUSIONES

La aplicación del método ComBat requiere de un estudio detallado de las implicaciones que tiene ya que hemos observado resultados distintos en función de la referencia considerada. Cabe destacar que, a pesar de estos resultados discordantes, eligiendo la referencia adecuada se consigue una mejor concordancia entre equipos muy distintos. Este es un resultado preliminar que será estudiado con detalle a través de medidas con maniqués. Además, evaluaremos el uso de otras métricas como el SUV<sub>mean</sub> y estudiaremos el efecto de la corrección de volumen parcial.

## REFERENCIAS

- 1 PRADO-WOHLWEND S, BALLESTA-MORATALLA M, TORRES-ESPALLARDO I, DEL OLMO-GARCÍA MI, BELLO-ARQUES P, OLIVAS-ARROYO C, MERINO-TORRES JF. SAME-DAY COMPARATIVE PROTOCOL PET/CT-PET/MRI [68 Ga]Ga-DOTA-TOC IN PARANGLIOMAS AND PHEOCHROMOCYTOMAS:



AN APPROACH TO PERSONALIZED MEDICINE. CANCER IMAGING. 2023 JAN 10;23(1):4. DOI: 10.1186/s40644-023-00521-6. PMID: 36627700; PMCID: PMC9832675.

<sup>2</sup> JOHNSON WE, LI C, RABINOVIC A. ADJUSTING BATCH EFFECTS IN MICROARRAY EXPRESSION DATA USING EMPIRICAL BAYES METHODS. BIOSTATISTICS. 2007 JAN;8(1):118-27. DOI:10.1093/BIOSTATISTICS/kxj037. EPUB 2006 APR 21. PMID: 16632515.

## ANÁLISIS DE LA VARIACIÓN EN LA CALIDAD DE IMAGEN EN PET AL EMPLEAR MODO DE ADQUISICIÓN EN MOVIMIENTO CONTÍNUO FRENTE AL MODO ESTÁTICO

Cuenca Bandín, T. (1); Morán Velasco, V. (1); Prieto Azcárate, E. (1); Echegoyen Ruiz, P. (1); Martínez Francés, E. (1); Soria Ruiz-Ogarrio, L. (1); Martí Climent, J. M. (1)

(1) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: PET; CALIDAD DE IMAGEN; CONTINUOUS BED MOTION; FLOW MOTION;

### INTRODUCCIÓN

En contraposición al modo convencional "step and shoot" (S&S), la tecnología Flow Motion (Siemens) funciona adquiriendo el PET mientras realiza un movimiento continuo de camilla (CBM), eliminando solapamientos entre sucesivas posiciones de camillas y los tiempos de desplazamiento entre ellas. El modo CBM permite diseñar protocolos específicos por patologías y la regulación de velocidades para las distintas partes anatómicas del estudio.

Este trabajo pretende cuantificar cómo varía la calidad de imagen al adquirir en modo CBM con respecto al S&S en estudios oncológicos.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó el maniquí de calidad de imagen NEMA, usando una ratio de concentraciones esferas:fondo de 4:1. Se realizaron adquisiciones en un PET Biograph mCT-TrueV-Flow, en modo CBM con velocidades de camilla equivalentes en calidad de imagen, según fabricante, a 1, 2 y 3 minutos/BED, y las correspondientes en S&S compensando por decay. Todas las adquisiciones se realizaron para longitudes equivalentes a 2 BEDs.

Se realizaron dos series de adquisiciones para variar la calidad estadística, con concentraciones del fondo de 2.4 y 0.89 kBq/ml.

La reconstrucción se realizó con según el standard 2 EARL (TOF+PSF, 3iteraciones, 21subsets, filtrado gaussiano de 5mm).

Se calcularon la variabilidad del fondo ( $V_{bkg}$ ), el coeficiente de recuperación de contraste (CRC) y la relación señal-ruido (SNR). Empleando el programa PMOD, se dibujaron volúmenes de interés (VOIs) centrados en cada esfera con diámetros iguales a los nominales, y 45 ROIs de fondo para cada diámetro de esfera de forma concéntrica en varios planos del maniquí. Se obtuvo para cada ROI/VOI la concentración promedio y su desviación estándar.

Se analizaron estadísticamente las diferencias entre usar uno u otro modo de adquisición empleando el test t-student o el test de los signos dependiendo de la normalidad de los datos (36 datos por serie=6 esferasx3adquisicionesx2concentraciones).

### RESULTADOS

Las siguientes figuras muestran los resultados de las adquisiciones de mayor concentración. De forma cualitativa (figura 1) se observa un leve aumento del nivel de ruido en las CBM respecto a S&S, sin perder detectabilidad de las lesiones.

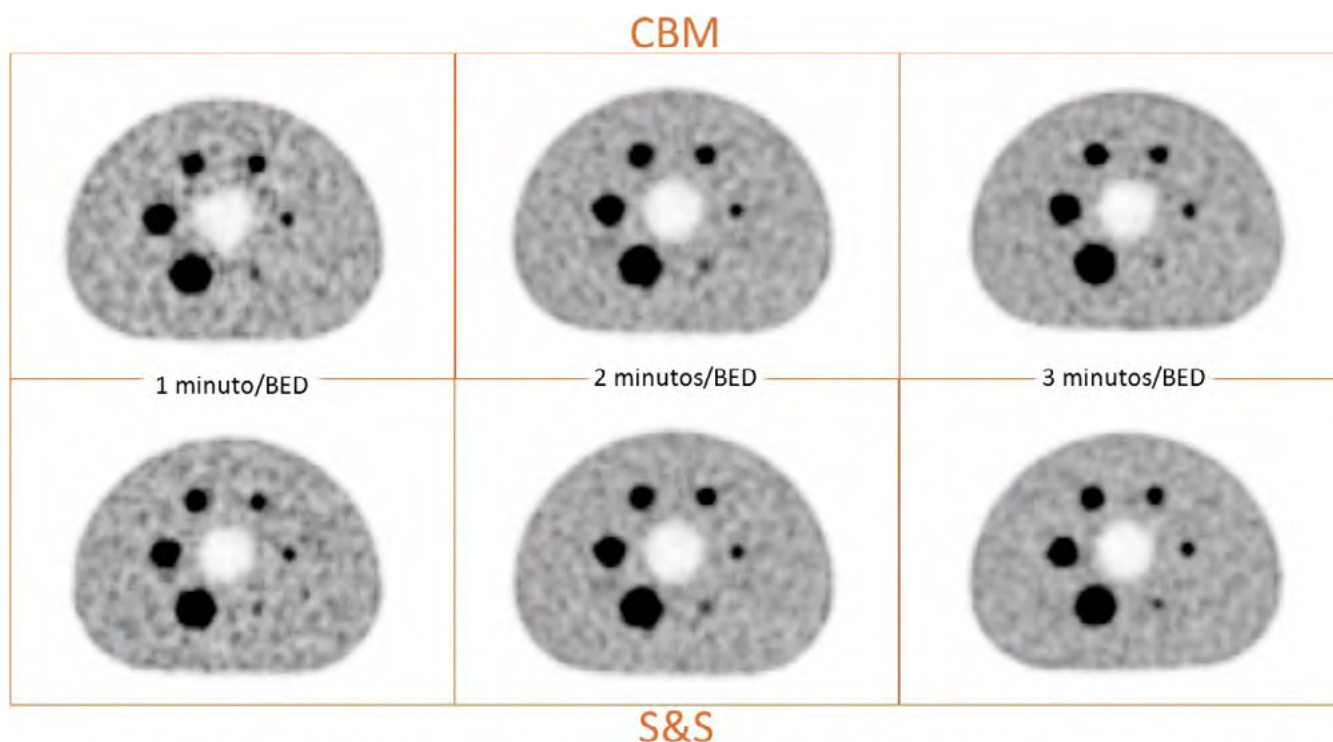


Figura 1: Imágenes adquiridas para el modo CBM (arriba) y su equivalente en calidad de imagen en S&S(abajo).

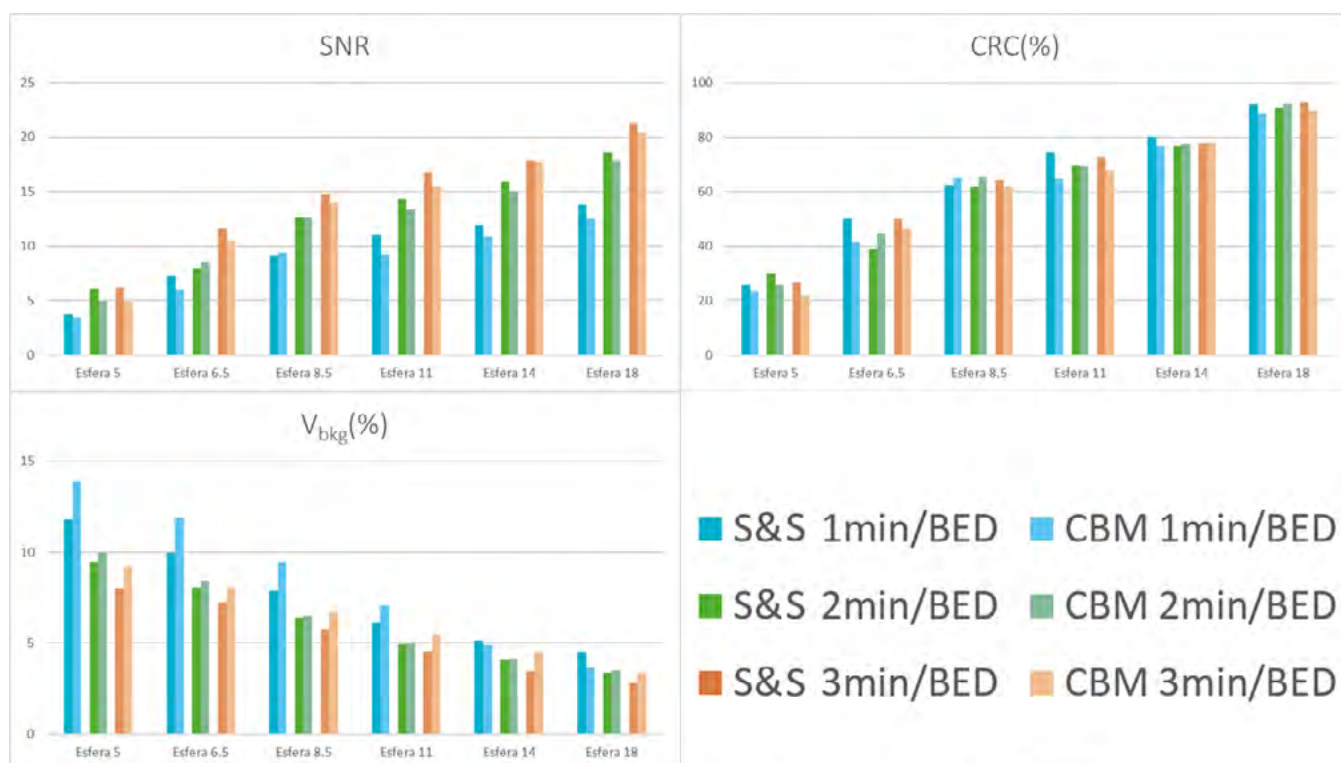


Figura 2: Análisis de los valores de estudio para cada esfera y adquisición.

Unos valores altos de SNR y CRC son indicativos de una óptima calidad de imagen. Los valores de SNR mostraron diferencias estadísticas ( $p < 0.05$ , t-test) con un empeoramiento promedio del 11% para el modo CBM frente al S&S. En el caso de los valores de CRC no se obtuvieron diferencias estadísticas ( $p > 0.05$ , test de los signos).

A menor  $V_{bkg}$ , mejor será la calidad de imagen. En el estudio se obtuvo una diferencia estadística ( $p < 0.05$ , test de los signos) que mostraba un empeoramiento promedio del 11% para las adquisiciones en modo CBM.



## CONCLUSIONES

En este trabajo, el análisis cuantitativo de la calidad de imagen muestra que existen diferencias estadísticamente significativas en los parámetros SNR y Vbkg, empeorando en modo CBM, mientras que los valores de CRC no se ven afectados por el modo de adquisición. Sin embargo, para las concentraciones de este estudio, la detectabilidad no se ha visto afectada.

## EXACTITUD Y VARIABILIDAD DEL PROTOCOLO CLÍNICO DE CUANTIFICACIÓN XQUANT EN SPECT/CT

Álvarez Pérez, J. M. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Montes Fuentes, C. (1); Benito García, J. C. (1); Escobar Corominas, (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Tenllado Baena, E. (1); Granado Alonso, L. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Martín Rincón, C. (1); Gómez Llorente, P. L. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: CUANTIFICACIÓN, EXACTITUD, VARIABILIDAD, XQUANT, SPECT/CT

## INTRODUCCIÓN

El protocolo xQuant, Siemens Healthcare®, permite obtener imágenes tomográficas SPECT/CT donde se atribuyen valores de concentración de actividad a cada voxel (Bq/ml), empleando para ello un método de reconstrucción que habilita la cuantificación.

En este trabajo, se estudia la exactitud de la cuantificación obtenida por xQuant para diferentes combinaciones de isótopo+colimador de uso clínico, así como la variabilidad de los resultados al modificar los parámetros en la adquisición y en el procesado.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplean cuatro disoluciones en agua, cada una con un isótopo diferente: <sup>99m</sup>Tc, <sup>111</sup>In, <sup>123</sup>I y <sup>177</sup>Lu. Estas se emplean para rellenar un maniquí homogéneo de 5536 mL. Se realizan adquisiciones SPECT/CT con el protocolo xQuant de este maniquí, usando las correspondientes combinaciones isótopo+colimador, en dos gammacámaras Siemens Intevo Bold (tabla1).

Una vez obtenida la imagen tomográfica cuantificada (xSPECT), se determina la actividad total del maniquí empleando el workflow NM Viewing de MIM Software. Se compara con la actividad inyectada medida previamente en un vial con un activímetro Capintec CRC15R. Se aplican las correspondientes correcciones por decaimiento.

Se estudia la variabilidad de la cuantificación con el <sup>99m</sup>Tc. Para ello, se consiguen series de xSPECT variando parámetros en el método de adquisición y de reconstrucción, para después compararlos con el xSPECT obtenido con el protocolo habitual. Para la adquisición, se modifica el número de proyecciones por cabezal (45, 60, 75) y el tiempo de adquisición por proyección (7s, 15s, 20s). Para la reconstrucción, se varía el número de iteraciones (12, 24, 48, 72, 96), el de subconjuntos (1, 2, 4, 8, 16) y la FWHM del filtro gaussiano empleado (0, 2, 5, 10, 20; en mm).

## RESULTADOS

En la tabla 1, se muestra el factor obtenido para cada isótopo con sus respectivos colimadores.

|                             | 99mTc  |        | 177Lu  | 123I   |        | 111In  |
|-----------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Colimador                   | LEHR   |        | MELP   | LPHR   | MELP   | MELP   |
| Siemens Intevo              | Bold 1 | Bold 2 | Bold 2 | Bold 1 | Bold 2 | Bold 2 |
| Factor (xQuant/activímetro) | 0,96   | 1,01   | 1,02   | 1,10   | 1,10   | 0,84   |

En la tabla 2, se muestra la diferencia relativa del factor obtenido con las distintas variaciones de adquisición y de reconstrucción

| 99mTc LEHR              | Variando adquisiciones |          | Variando reconstrucción |              |             |
|-------------------------|------------------------|----------|-------------------------|--------------|-------------|
| Variable para modificar | Tiempo                 | Imágenes | Filtro                  | Subconjuntos | Iteraciones |
| Desviación relativa (%) | 0,09                   | 0,16     | 0,03                    | -0,54        | 0,19        |
| Desviación máxima (%)   | 0,23                   | 0,29     | 0,19                    | -1,42        | 0,50        |





## DISCUSIÓN

El factor que compara la actividad obtenida por el xSPECT respecto a la medida en el activímetro presenta un valor cercano a la unidad tanto para el  $^{99m}\text{Tc}$  como para el  $^{177}\text{Lu}$ . Por otro lado, el protocolo xQuant proporciona desviaciones mayores al 10% para el  $^{123}\text{I}$  y para el  $^{111}\text{In}$ .

Las variaciones encontradas al modificar los parámetros de adquisición y procesado para la combinación  $^{99m}\text{Tc}$ -LEHR han sido mínimas y, por tanto, se muestra la robustez del algoritmo de cuantificación para las condiciones estudiadas. No se ha analizado el empleo de este protocolo para el caso de volúmenes pequeños, donde los factores de recuperación sí van a depender de los parámetros de adquisición y reconstrucción de la imagen.

## CONCLUSIONES

En este trabajo se ha verificado la exactitud del protocolo xQuant para las combinaciones de  $^{99m}\text{Tc}$ -LEHR y  $^{177}\text{Lu}$ -MELP. También se ha comprobado la independencia de la cuantificación frente a variaciones en los parámetros que definen el método de adquisición y de procesado.

# ANÁLISIS DE FOURIER APLICADO AL ESTUDIO DE LA HOMOGENEIDAD DE LAS FUENTES PLANAS EMPLEADAS EN EL CONTROL DE CALIDAD DE GAMMACÁMARAS

Escobar Cerezo, J. (1); Estrada García, R. (2); Guirado Llorente, D. (1)

(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio, (2) Hospital Universitario Virgen De Las Nieves

PALABRAS CLAVE: UNIFORMIDAD, FUENTE PLANA, GAMMACÁMARA, FOURIER, PYTHON

## INTRODUCCIÓN

Una de las pruebas del control de calidad en gammacámaras es el estudio de la uniformidad extrínseca de los colimadores. Se pueden usar, bien fuentes puntuales situadas a una cierta distancia, o bien una fuente plana de  $^{57}\text{Co}$  o de inundación con  $^{99m}\text{Tc}$  colocada sobre el cabezal. Sin embargo, las fuentes planas pueden ser heterogéneas en sí mismas, bien por mezcla deficiente en el caso de la fuente de inundación o bien por defectos de construcción, como un espesor variable en las de inundación o la presencia de impurezas isotópicas de ciclo corto en la fuente de  $^{57}\text{Co}$ .

Ante un cambio de fuente plana de  $^{57}\text{Co}$  en nuestro centro y la obtención de resultados discordantes con los encontrados previamente en nuestra gammacámara, se desarrolla este método para evaluar la homogeneidad de la fuente.

## MATERIALES Y MÉTODOS

La gammacámara empleada en este trabajo es una Discovery 670 Pro (General Electric). Se han realizado adquisiciones usando una fuente plana de  $^{57}\text{Co}$  y otras usando  $^{99m}\text{Tc}$ : con una fuente de inundación y con una fuente puntual a 3 m de distancia para conseguir una irradiación homogénea. El análisis de las imágenes se ha realizado en paralelo mediante el *software* ImageJ y un código propio desarrollado en lenguaje Python.

Para analizar los datos, se ha hecho la transformada rápida de Fourier (FFT) de las imágenes atenuando el efecto de las altas frecuencias mediante máscaras en el dominio espacial de frecuencias. Al hacer la transformada inversa de Fourier (iFFT) recuperamos una imagen en la que se atenúa el ruido, conservando las grandes estructuras, a costa de ganar algo de grano en la imagen. Promediando las imágenes entre los detectores de la gammacámara ganamos aún más definición, permitiéndonos evaluar su uniformidad.

## RESULTADOS

En la FIG. 1 vemos los resultados de promediar las imágenes de ambos detectores tras el filtrado mediante FFT. Para la fuente de  $^{57}\text{Co}$ , vemos una estructura que separa la imagen a través de una diagonal y dos cúmulos en cada una de las mitades. Comparamos con el resultado de promediar las imágenes de uniformidad obtenidas con la fuente puntual, donde no se percibe una estructura clara. Es de destacar la claridad con la que se percibe la falta de uniformidad de la fuente plana con respecto a la puntual.

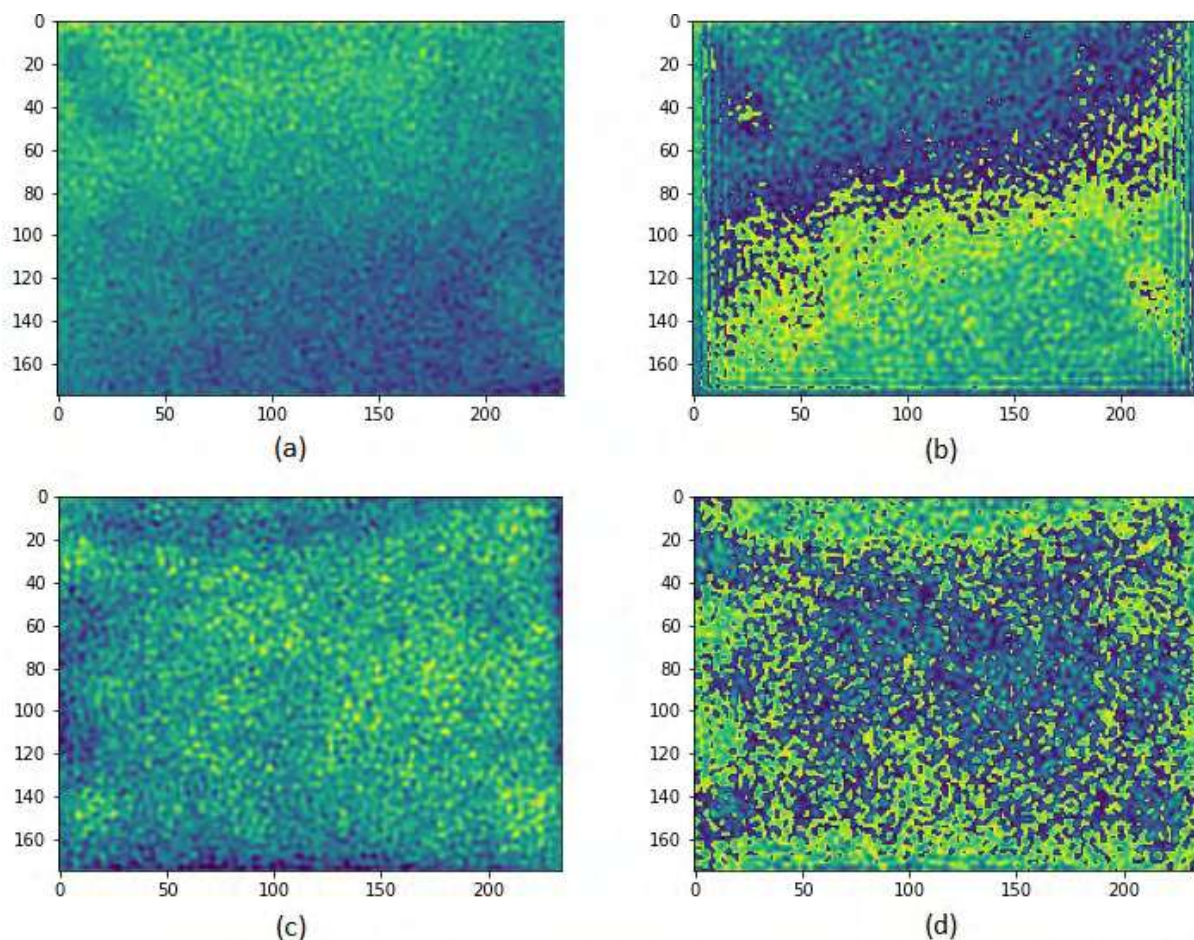


Fig. 1. Imágenes tras filtrado FFT: (a) Detector 1 con fuente plana de Co57. (b) Promedio de ambos detectores con fuente de Co57. (c) Detector 1 con fuente puntual de Tc99m. (d) Promedio de ambos detectores con fuente puntual de Tc99m

#### DISCUSIÓN

Aunque pueden apreciarse algunos artefactos propios de la recuperación de la imagen a través de una iFFT aplicando una máscara con un borde “duro”, los resultados son prometedores. Estamos trabajando en mejoras para aplicar máscaras con un borde “suave” que eliminen los artefactos, combinando el procesamiento de estas imágenes con estudios de uniformidad de valor de píxel cuantitativos con los que apoyar estos resultados.

#### CONCLUSIONES

El análisis de Fourier en imágenes planares de una gammacámara permite evaluar rápidamente la falta de homogeneidad de una fuente plana en una primera aproximación cualitativa. Se puede complementar con métodos cuantitativos, como la evaluación de la uniformidad global y local una vez que se han procesado las imágenes.

## ÁREA TEMÁTICA: RD-TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

### SOFTWARE PARA LA EVALUACIÓN DE LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA Y LA DISPERSIÓN DE ARTEFACTOS EN IMÁGENES DE TOMOSÍNTESIS DIGITAL DE MAMA.

Díaz Defaz, D. (1); Garayoa Roca, J. (2); Chevalier, M. (3)

(1) Ecuador Overseas, (2) Hospital Fundación Jiménez Díaz, (3) Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid.

PALABRAS CLAVE: TOMOSÍNTESIS DIGITAL DE MAMA, DISPERSIÓN DE ARTEFACTOS, DISTORSIÓN GEOMÉTRICA, CONTROL DE CALIDAD

#### INTRODUCCIÓN

Se ha desarrollado un software de acceso libre [1] para evaluar de forma automática la distorsión geométrica y la dispersión de artefactos en imágenes de tomosíntesis digital de mama (TDM), siguiendo las recomendaciones del Protocolo Español de Control de Calidad de sistemas TDM [2]. Su validez se ha probado con imágenes de 5 equipos de distintos fabricantes.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

El software se ha desarrollado en el lenguaje Macro de ImageJ, y se ejecuta sobre imágenes del maniquí descrito en [2], que consiste en una matriz de esferas de aluminio incrustadas en una plancha de PMMA que se escanea insertada entre planchas de PMMA (6 cm de espesor total).

La distorsión geométrica se evalúa a través de la medida en la imagen de la distancia entre esferas. La dispersión de artefactos se evalúa para cada esfera con la función de dispersión de artefactos [2]:

$$FDA(z) = RCR(z) / RCR(z_0)$$

$RCR(z)$ : relación contraste ruido de la esfera en el plano  $z$  ( $z_0$ : plano en foco, para el que RCR es máxima).

Se ha observado que los equipos que usan algoritmos de reconstrucción FBP presentan una FDA que se ajusta a una gaussiana, pero los que emplean algoritmos híbridos (FBP+iterativo) tienen una FDA con forma rectangular (Fig.1). En el primer caso, se propone la FWHM como parámetro para caracterizar la dispersión de artefactos. En el segundo, se propone la anchura para la que el artefacto tiene un contraste del 30% respecto al fondo, pues este criterio resulta ser representativo del número de planos en los que el artefacto es visible.

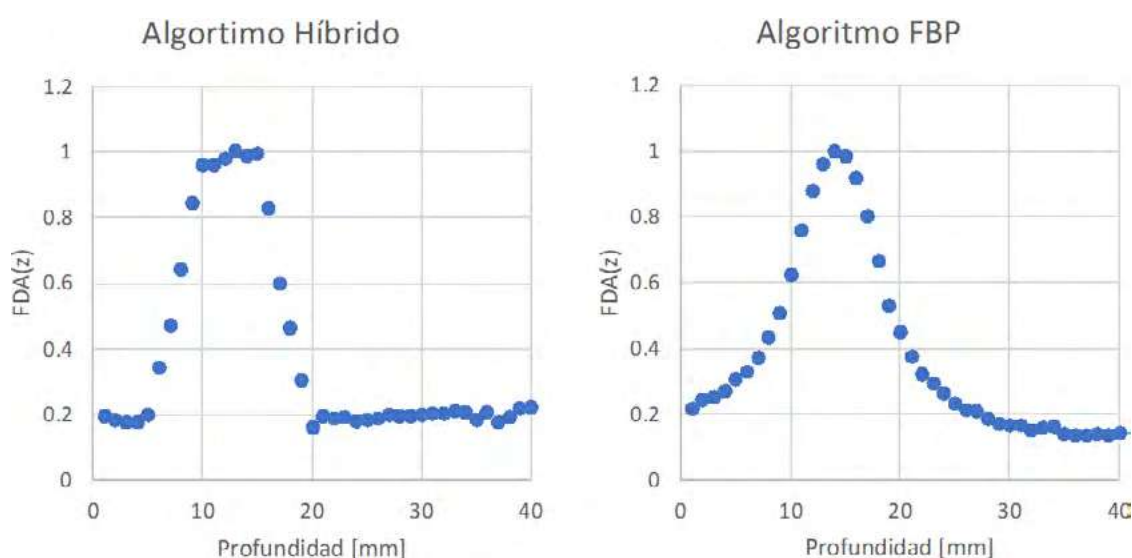


FIGURA 1. FDA obtenida al utilizar algoritmo de reconstrucción híbrido y FBP.

#### RESULTADOS

No se observa distorsión geométrica en los equipos analizados (diferencia media entre la distancia nominal y las medidas  $< (1 \pm 0.2)$  mm).



La dispersión de artefactos no depende de la posición del maniquí sobre el tablero: en la tabla 1 se presentan los resultados por equipos con el maniquí colocado a 30 mm del tablero. La dispersión (anchura) es menor en los equipos que presentan mayor rango angular de adquisición.

| ALGORITMO HÍBRIDO              |                            |                                  |
|--------------------------------|----------------------------|----------------------------------|
| EQUIPO                         | ANCHURA FDA CRITERIO: 30%  | RANGO ANGULAR DE ADQUISICIÓN (°) |
| GE SENOGRAPHE                  | 8.1 ± 0.1                  | 25                               |
| GE PRISTINA                    | 7.4 ± 0.1                  | 25                               |
| HOLOGIC 3DIMENSIONS            | 12.7 ± 0.2                 | 15                               |
| HOLOGIC SELENIA DIMENSIONS (1) | 12.8 ± 0.2                 | 15                               |
| ALGORITMO FBP                  |                            |                                  |
| EQUIPO                         | ANCHURA FDA CRITERIO: FWHM | RANGO ANGULAR DE ADQUISICIÓN (°) |
| SIEMENS MAMMOMAT               | 4.8 ± 0.1                  | 50                               |
| HOLOGIC SELENIA DIMENSIONS (2) | 10.7 ± 0.3                 | 15                               |

TABLA 1. Anchura de FDA (media ± desviación estándar) para los equipos analizados.

## DISCUSIÓN

El software desarrollado muestra ser robusto y sus resultados consistentes con investigaciones previas. La medida de la dispersión resulta útil para hacer seguimiento sobre los cambios en los algoritmos de reconstrucción. Se propone un nuevo criterio para analizar la dispersión de artefactos en equipos que emplean algoritmos de reconstrucción híbridos.

## CONCLUSIONES

Se pone a disposición de los usuarios interesados un software para evaluar automáticamente la distorsión geométrica y la dispersión de artefactos en imágenes de TDM.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> [HTTPS://GITHUB.COM/DAVIDI04/CALIDAD-DE-IMAGEN-TOMOSINTESIS.GIT](https://github.com/DAVIDI04/CALIDAD-DE-IMAGEN-TOMOSINTESIS.GIT)

<sup>2</sup> M. CHEVALIER DEL RÍO ET AL., "PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE SISTEMAS DE TOMOSÍNTESIS DE MAMA," REVISTA DE FÍSICA MÉDICA, VOL. 22, NO. 1, PP. 39-122, MAR. 2021, DOI: 10.37004/SEFM/2021.22.1.003.

# ANÁLISIS DE LA ADQUISICIÓN MULTIENERGÉTICA EN CT COMO HERRAMIENTA PARA REDUCIR EL CONTRASTE YODADO EN PACIENTES

Perez Gomez, F. (1); Fernandez Iglesias, A. (1); Caupedon Moreno, F. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); de la Llana Granja, V. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Bragado Alvarez, L. (1); Mañeru Camara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1) Hospital Universitario De Navarra

PALABRAS CLAVE: CT MULTIENERGETICO, DUAL ENERGY, CONTRASTE YODADO

## INTRODUCCIÓN

La adquisición multienergética en CT consiste en la medida de la atenuación con al menos dos espectros diferentes. Esto permite la creación de imágenes sintéticas monoenergéticas y, tal y como se indica en el informe del Task Group 291 de la AAPM, las reconstrucciones con menor energía efectiva presentan una mejora en la visualización de objetos de bajo contraste. El objetivo de este trabajo es analizar la posibilidad de reducir el contraste yodado inyectado a pacientes en la práctica clínica, haciendo uso de esta tecnología.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se ha realizado con el maniquí CATPHAN700, que dispone de un inserto rellenable en el que se introducen disoluciones de contraste yodado en distintas concentraciones. Las adquisiciones de este maniquí se han realizado en un CT SIEMENS SOMATOM CONFIDENCE 20c que dispone del modo de adquisición Dual Energy (2 exploraciones independientes de 80kV y 140kV).



Para cada concentración del contraste yodado se realizan una adquisición convencional de 120 kV y 200 mAs (CTDI (32cm)= 16.15 mGy) y una adquisición de Dual Energy (CTDI80kV(32cm) = 1.67mGy, CTDI140kV(32cm) = 2.41 mGy) con los mismos parámetros de colimación (16 x 1.2 mm) y tiempo de rotación (1 s).

Posteriormente, se realizan las reconstrucciones con los parámetros por defecto del protocolo seleccionado: reconstrucción iterativa SAFIRE con grado 2, kernel Br36, matriz 512x512, FOV 250 mm y espesor de corte reconstruido de 2 mm. Para las adquisiciones de Dual Energy se reconstruyen imágenes monoenergéticas a 40 keV y 60 keV manteniendo el resto de parámetros de reconstrucción.

El análisis ha consistido en calcular qué concentración de contraste yodado ofrece el mismo resultado que la concentración de 10 mg/mL en el CT convencional en términos de: relación contraste-ruido (RCR), contraste (C), relación señal-ruido (RSR) y diferencia de señal-ruido (RdSR), medidos en el inserto rellenado con contraste. Aquellas magnitudes sensibles a la dosis (RCR, RSR y RdSR) se corrigen en el CT convencional por la diferencia en CTDI existente entre la exploración convencional y la de Dual Energy. Para ello, se dividen por la raíz del CTDI de la exploración convencional y se multiplican por la raíz del CTDI total de la adquisición de Dual Energy.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos:

|       | Parámetro de la equivalencia | Concentración equivalente a 10mg/ml (mg/ml): | Reducción de concentración respecto a 10mg/ml: |
|-------|------------------------------|----------------------------------------------|------------------------------------------------|
| 40keV | RSR                          | 7.47                                         | -25.32%                                        |
|       | RdSR                         | 3.55                                         | -64.53%                                        |
|       | C                            | 1.96                                         | -80.38%                                        |
|       | RCR                          | 4.54                                         | -54.64%                                        |
| 60keV | RSR                          | 7.31                                         | -26.93%                                        |
|       | RdSR                         | 6.18                                         | -38.24%                                        |
|       | C                            | 5.94                                         | -40.61%                                        |
|       | RCR                          | 6.55                                         | -34.48%                                        |

## CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos muestran que la cantidad de contraste yodado inyectado al paciente puede reducirse si se generan imágenes monoenergéticas de 40-60 keV, sin pérdida de la percepción de contraste. Reducir la cantidad de contraste yodado inyectado supondría un menor coste al hospital, y también mejoraría la seguridad del paciente, sobretudo en términos de estrés farmacológico soportado por los riñones.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> MCCOLLOUGH, C. H., BOEDEKER, K., CODY, D., DUAN, X., FLOHR, T., HALLIBURTON, S. S., ... & PELC, N. J. (2020). PRINCIPLES AND APPLICATIONS OF MULTIENERGY CT: REPORT OF AAPM TASK GROUP 291. MEDICAL PHYSICS, 47(7), E881-E912.

# ESTUDIO DE LA CALIDAD DE IMAGEN DINÁMICA EN FLUOROSCOPIA PULSADA UTILIZANDO EL MÓDULO ROTATORIO DEL MANIQUÍ NEMA XR-21

Escobar Corominas, I. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Gómez Llorente, P. L. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Benito García, J. C. (1); Montes Fuentes, C. (1); Ramos Pacheco, J. A. (1); Granado Alonso, L. (1); Tenllado Baena, E. (1); Fernández Lara, A. A. (1); García Repiso, S. (1); Martín Rincón, C. (1)  
(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: FLUOROSCOPIA, BORROSIDAD, REMANENCIA, NEMA XR-21, MANIQUÍ ROTATORIO

## INTRODUCCIÓN

La resolución temporal de las imágenes de fluoroscopia es determinante para asegurar una calidad de imagen adecuada al procedimiento dinámico, considerando la dosis asociada al modo de adquisición. Se estudia la influencia en la calidad de imagen



dinámica de la tasa de imágenes de fluoroscopia pulsada y la velocidad de movimiento del objeto, utilizando un arco quirúrgico y un maniquí motorizado.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El equipo utilizado es un arco quirúrgico Genoray modelo Oscar15, que dispone de modos de fluoroscopia continua y pulsada con tasas 1, 2, 4, 8, 15, 30 imgs/s. Se utiliza el módulo motorizado *Rotating spoke assembly* del maniquí NEMA XR-21, con velocidad de rotación ajustable. El disco rotatorio dispone de dos marcadores radiopacos con forma circular a diferentes distancias del centro para evaluar la calidad de imagen.

Se adquieren secuencias con control automático de intensidad activado para las diferentes tasas de imágenes a dos velocidades angulares, 3.6rpm y 10.4rpm, que equivalen a velocidades lineales (cm/s) de 1.3, 3.8 para el círculo interior y 2.4, 6.9 para el exterior. Se graba cada secuencia de frames para su análisis.

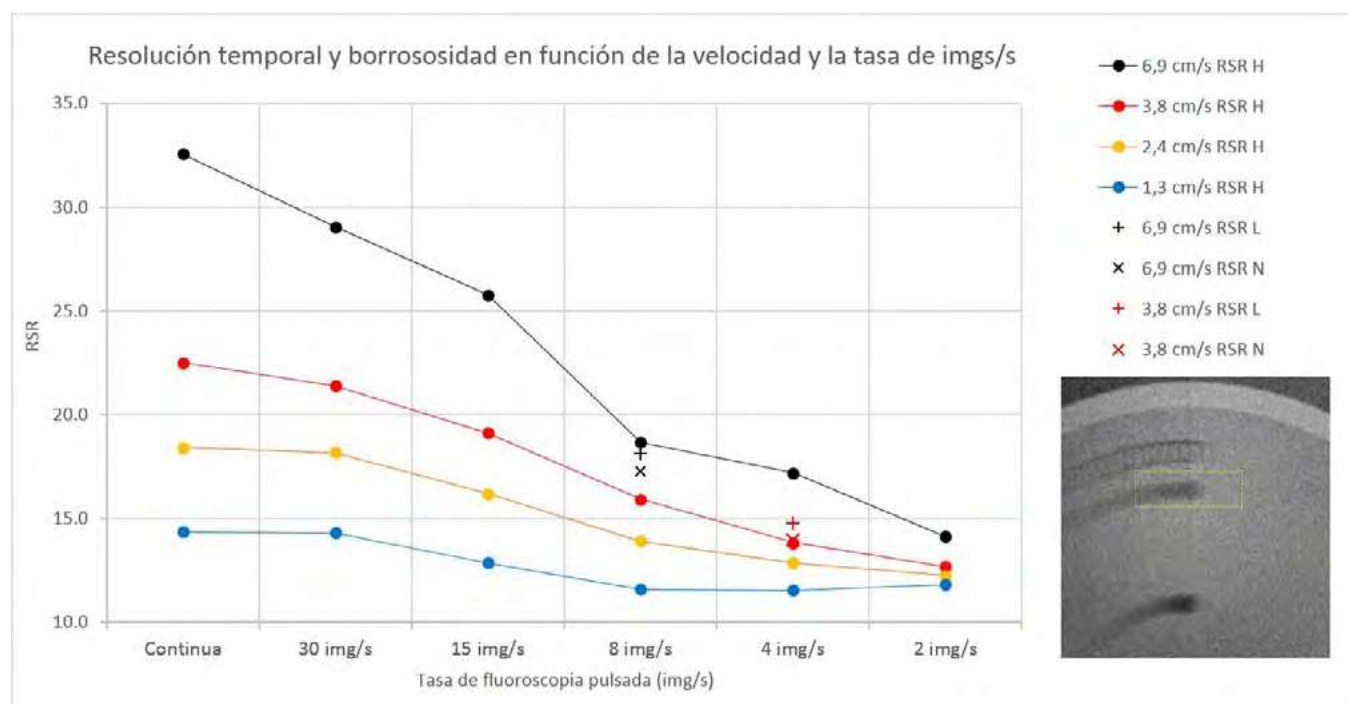
Se determina la resolución temporal y borrosidad de cada secuencia calculando la Relación Señal-Ruido en cada frame, usando una ROI rectangular fija de mayor tamaño que el círculo para evaluar la estela creada por el movimiento. Se obtiene además la remanencia (lag) entre imágenes consecutivas analizando el VMP relativo

$$\frac{VMP_x - VMP_1}{VMP_N - VMP_1} \text{ con } N=n^\circ \text{ imgs/s y } x=1\dots N,$$

utilizando una ROI de igual tamaño que el círculo.

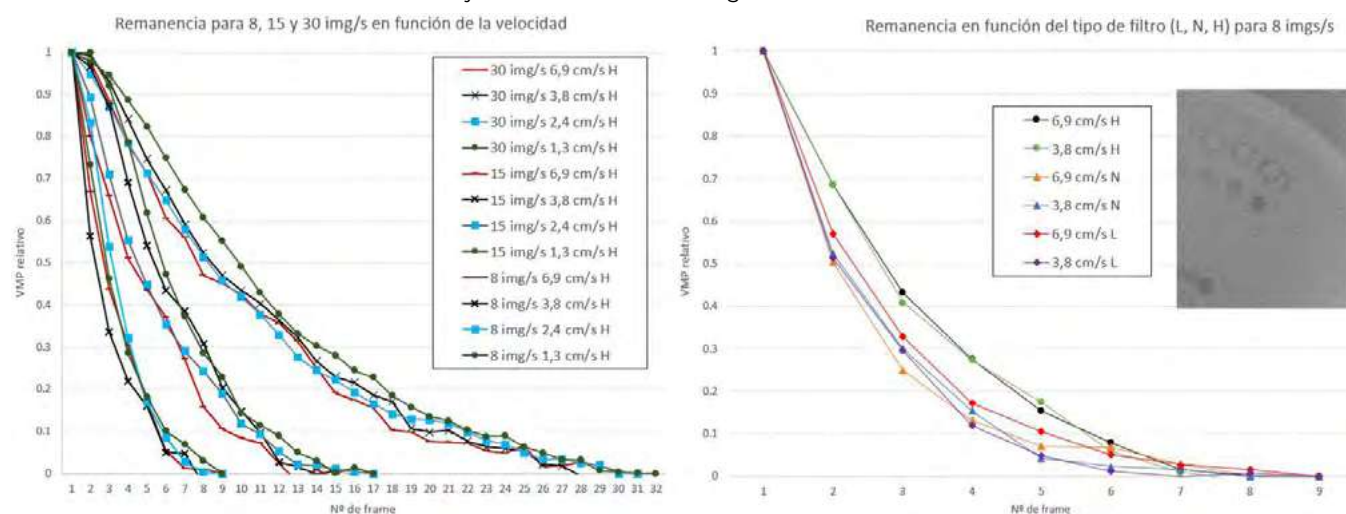
## RESULTADOS

En la Gráfica 1 se analiza la influencia de la tasa y la velocidad en la RSR cuando el círculo atraviesa la ROI para un número de imágenes equivalente a 1s. Para las 4 velocidades se observa cómo disminuye la RSR a medida que se reduce la frecuencia de img/s. Esta reducción es más acusada cuando aumenta la velocidad de movimiento del círculo.



Gráfica 1

A la izquierda de la Gráfica 2 se muestra la influencia de la velocidad de movimiento en la remanencia para 3 tasas de pulsos, y en la derecha la influencia de los filtros de mejora de la calidad de imagen dinámica.



Gráfica 2

## DISCUSIÓN

Para una tasa de pulsos dada la RSR presenta una fuerte dependencia con la velocidad del objeto. La remanencia tiende a incrementar al disminuir la velocidad del objeto, aunque las diferencias no son significativas en muchos casos. Al reducir la tasa de pulsos para una velocidad dada, disminuye la RSR con la que se detecta el movimiento. El filtro de alta reducción de ruido aumenta la remanencia, no encontrándose diferencias significativas para los otros dos (N y L).

## CONCLUSIONES

La aplicación de filtros de reducción dinámica de ruido tiende a aumentar la remanencia en las imágenes dinámicas.

La reducción de la tasa de imágenes supone una pérdida de RSR con respecto a la fluoroscopia continua. Esta pérdida es menos importante a medida que la velocidad del objeto disminuye, pudiendo emplearse tasas de imgs/s más bajas en esos casos.

# ÁREA TEMÁTICA: RD-INVESTIGADORES NOVELES

## SOFTWARE SPHEPHANT PARA LA EVALUACIÓN DE LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA Y DISPERSIÓN DE ARTEFACTOS EN SISTEMAS DE TOMOSÍNTESIS DE MAMA

García Ovejero, J. (1); Cuesta, J. A. (2); García Sanz, A. (2); Alarcía Noci, M. (2); Sierra, F. (2)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón, (2) Servicios de dosimetría y radioprotección, Hospital General Universitario Gregorio Marañón

PALABRAS CLAVE: TOMOSÍNTESIS; MAMÓGRAFO; MANIQUÍ; SEGMENTACIÓN

## INTRODUCCIÓN

El Protocolo de Control de Calidad de Sistemas de Tomosíntesis de Mama<sup>1</sup> fue publicado en 2021 para garantizar la calidad y seguridad de este tipo de estudios. Sin embargo, algunas de las pruebas propuestas, como la distorsión geométrica (TDM14) o la dispersión de artefactos (TDM15), hacen uso de maniqués específicos y softwares de análisis de los que muchos servicios de protección radiológica pueden no tenerse disponibilidad.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Este trabajo compara los resultados obtenidos para las pruebas TDM14 y TDM15 en los mamógrafos de tomosíntesis Senograph Pristina 3DTM (GE®) y Selenia® Dimensions® (HOLOGIC®) usando un software de análisis de elaboración propia en lenguaje

Matlab® (SphePhant) y maniquíes de esferas fabricados por el servicio. Los maniquíes se construyeron a partir de planchas de PMMA de 5 mm de espesor y radiomarcadores de plomo de  $\varnothing=1,5$  mm o material cerámico de  $\varnothing=2,3$  mm (Beekley). Análogamente al maniquí de esferas de Al propuesto en el PCCSTM2020, los radiomarcadores se situaron de manera equiespaciada ( $d=50$  mm) en una red cuadrada.



FIGURA 1. Maniquí de elaboración propia para el control de calidad de sistemas de tomosíntesis mamográfica.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Gracias a la libre selección de parámetros de segmentación de la imagen (umbral, ruido, etc.), el programa SphePhant permite detectar automáticamente la posición y el tamaño de marcadores con distintas densidades electrónicas (FIGURA 2). De este modo se pudo comparar los resultados obtenidos para ambos mamógrafos usando cada tipo de marcador. Para el modelo de HOLOGIC se observó una distorsión geométrica (TDM14) en torno al 4% para los planos alejados 20 mm de la posición central de un espesor de PMMA de 60 mm, independientemente del radiomarcador. Para el modelo de GE esta distorsión se redujo por debajo del 1%.

La prueba TDM15 mostró una menor dispersión de artefactos para el sistema GE independientemente del marcador utilizado. Comparando los distintos materiales radiopacos, se observaron diferencias significativas en el número de planos afectados, resultando mínima para los marcadores de plomo tanto en el sistema de GE ( $\text{FWHM}=2,8 \pm 0,1$  planos) como en el sistema de HOLOGIC ( $\text{FWHM}=9,2 \pm 0,1$  planos).

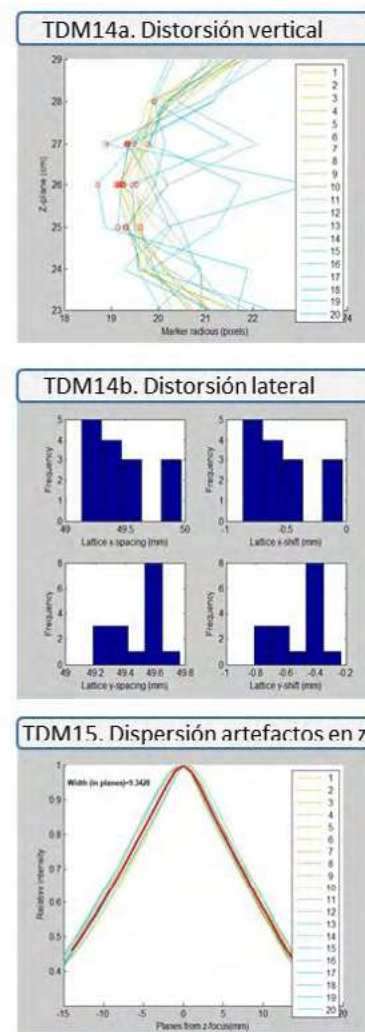
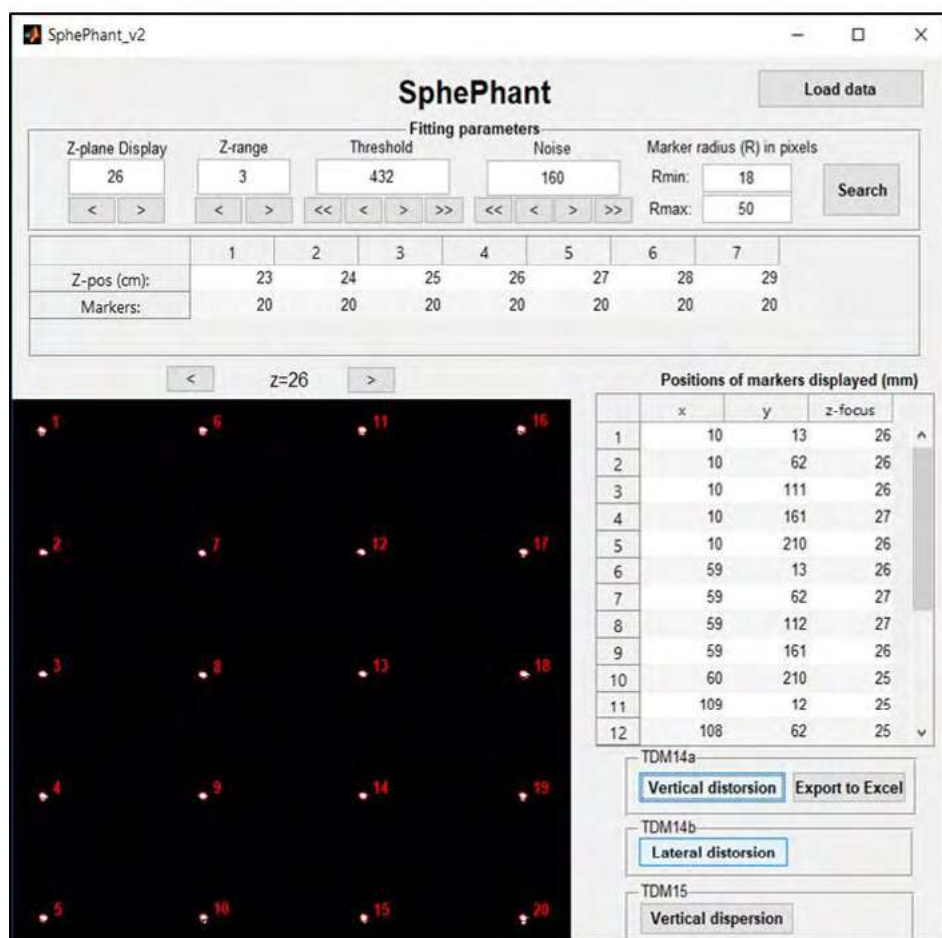


FIGURA 2. Interfaz del software SphePhant y resultados generados en el análisis.

## CONCLUSIONES

El software Sphephant resulta una herramienta versátil para el análisis de los controles de calidad tomográficos con diferentes maniqués de manera automática y objetiva. El sistema Senograph Pristina 3DTM (GE®) mostró un mejor desempeño en términos de distorsión geométrica y dispersión de artefactos. Los maniqués elaborados a partir de marcadores radioopacos se presentan como una solución económica pero fiable para los controles de calidad en sistemas de Tomosíntesis de Mama. El maniquí contruido con marcadores de plomo resultó el más idóneo para la comparativa de ambos equipos.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> CHEVALIER DEL RÍO, M.; BUADES FORNER, M.; CHAPEL GÓMEZ, M.; DÍAZ MONTESDEOCA, O.; GARAYOA ROCA, J.; MIQUELEZ ALONSO, S.; MONSERRAT FUERTES, T.; ROSALES ESPIZUA, P.; TORRES CABRERA, R.; ÁLVAREZ BENITO, M.; MOSQUERA OSES, J. & ROMERO MARTÍN, S. (2021). PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE SISTEMAS DE TOMOSÍNTESIS DE MAMA. REVISTA DE FÍSICA MÉDICA, 22(1), 39-122. <https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.1.003>



## APLICACIÓN DEL OBSERVADOR MODELO NPWE COMO ALTERNATIVA AL ANÁLISIS DE DETALLE-CONTRASTE EN UN EQUIPO DE RADIOGRAFÍA DIGITAL

Ronda Peñacoba, S. (1); Pérez Gómez, F. (1); Cuenca Bandín, T. (2); Fuentemilla Urío, N. (1); De la Llana Granja, V. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Bragado Álvarez, L. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra, (2) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: OBSERVADOR MODELO, CONTRASTE UMBRAL, ÍNDICE DETECTABILIDAD

### INTRODUCCIÓN

Los métodos habituales para la evaluación del umbral de sensibilidad de un panel plano dependen del observador, mientras que los observados modelo son una alternativa objetiva, económica y sistemática para hacer una estimación similar. Este trabajo analiza las posibilidades de ambos métodos para la evaluación del contraste umbral, demostrando una relación entre el contraste umbral observable en un maniquí ( $C_{th}$ ) y el índice de detectabilidad ( $I_d$ ), según el diámetro del objeto.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Las imágenes para el estudio se adquirieron con un panel plano extraíble de un equipo de radiografía digital (FlashPad; GE; tamaño de píxel 0,2 mm), con 70 kV de tensión. El NNPS y la MTF se adquirieron siguiendo las recomendaciones del documento IEC 62220-1, en condiciones RQA5. Con estos parámetros y aplicando la expresión del observador modelo NPWE se calcula el  $I_d$ .

Se toman datos con diferentes mAs (1 a 40 mAs, correspondiendo a kermas entre 0,5 y 20  $\mu$ Gy). En las mismas condiciones de disparo (kV y mAs), se adquieren 5 imágenes del maniquí TO20 y se analizan con el software Autopia (v.3.7.2) para calcular el  $C_{th}$ .

Tomando como referencia el primer control realizado en el equipo, se ajustan los valores de  $I_d$ - $C_{th}$  a una relación lineal ( $\log(C)=a*\log(I_d)+b$ ) y polinómica ( $\log(C_{th})=a*\log(I_d)^2+b*\log(I_d)+c$ )

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la TABLA 1 se recogen las diferencias obtenidas para  $C_{th}$  en años sucesivos, midiéndolo con el maniquí TO20 o prediciéndolo a partir del  $I_d$  con la relación obtenida con el control de referencia, según sea lineal o polinómica. Para ambas relaciones predictivas el índice de correlación es mayor de 0,995. Se comprueba que el coeficiente de variación del  $I_d$  es menor al 5%.

TABLA 1: Diferencias entre valores del  $C_{th}$  obtenidos con la relación predictiva de referencia y las medidas del maniquí TO20.

|                | 2020 (REFERENCIA) |            | 2021   |            | 2022   |            | 2023   |            |
|----------------|-------------------|------------|--------|------------|--------|------------|--------|------------|
| Diámetro (mm)  | Lineal            | Cuadrático | Lineal | Cuadrático | Lineal | Cuadrático | Lineal | Cuadrático |
| 0,25           | 3,7%              | 0,5%       | 0,8%   | 5,1%       | 6,4%   | 1,6%       | 8,9%   | 4,5%       |
| 0,35           | 1,1%              | 0,7%       | 1,8%   | 2,2%       | 5,2%   | 5,9%       | 2,8%   | 3,3%       |
| 0,5            | 1,0%              | 0,3%       | 2,6%   | 1,3%       | 7,2%   | 5,9%       | 6,4%   | 5,2%       |
| 0,7            | 2,0%              | 0,4%       | 2,8%   | 1,1%       | 5,3%   | 3,6%       | 6,3%   | 4,6%       |
| 1              | 1,9%              | 0,5%       | 2,1%   | 0,7%       | 1,9%   | 0,4%       | 4,3%   | 2,8%       |
| 1,4            | 1,1%              | 0,0%       | 1,0%   | 0,1%       | 1,4%   | 2,5%       | 1,9%   | 0,8%       |
| 2              | 0,7%              | 0,1%       | 0,5%   | 0,1%       | 3,2%   | 3,9%       | 0,4%   | 0,2%       |
| 2,8            | 0,6%              | 0,4%       | 0,5%   | 0,4%       | 3,3%   | 3,6%       | 0,0%   | 0,2%       |
| 4              | 0,7%              | 0,5%       | 0,6%   | 0,4%       | 3,8%   | 3,8%       | 1,0%   | 1,0%       |
| 5,6            | 1,3%              | 0,8%       | 1,1%   | 0,7%       | 3,4%   | 3,1%       | 1,5%   | 1,2%       |
| 7,9            | 1,2%              | 0,4%       | 0,7%   | 0,1%       | 2,0%   | 1,4%       | 0,7%   | 0,1%       |
| 11,1           | 0,2%              | 0,9%       | 0,5%   | 1,6%       | 0,1%   | 1,1%       | 0,7%   | 1,7%       |
| Error promedio | 1,3%              | 0,5%       | 1,2%   | 1,1%       | 3,6%   | 3,1%       | 2,9%   | 2,1%       |
| Error máx      | 3,7%              | 0,9%       | 2,8%   | 5,1%       | 7,2%   | 5,9%       | 8,9%   | 5,2%       |

El uso de la relación inicial entre  $I_d$ - $C_{th}$  estima el valor del  $C_{th}$  con un error promedio inferior al 4%. El ajuste cuadrático obtiene mejores resultados que el lineal.

También se compara el poder predictivo de un ajuste global, para un rango de kerma grande, con el ajuste local en condiciones clínicas (2 $\mu$ Gy). En los mAs más altos, se han obviado diámetros para los que el maniquí no tiene suficiente profundidad (se ven todos los objetos). Los resultados se muestran en la siguiente Tabla.





TABLA 2: Diferencias entre valores del Cth obtenido con ajuste global (mAs) o empleado el de referencia (2020).

|               | mAs |             | Diámetros               |                      |                  |
|---------------|-----|-------------|-------------------------|----------------------|------------------|
|               |     |             | Pequeños<br>0,25-0,5 mm | Medianos<br>0,7-2 mm | Grandes<br>>2 mm |
| Rango clínico | 1   | ajuste 2020 | 44,0%                   | 15,1%                | 4,8%             |
|               |     | ajuste mAs  | 16,2%                   | 10,0%                | 4,1%             |
|               | 2   | ajuste 2020 | 18,9%                   | 9,5%                 | 2,6%             |
|               |     | ajuste mAs  | 6,4%                    | 5,5%                 | 0,8%             |
|               | 4   | ajuste 2020 | 6,3%                    | 0,8%                 | 3,0%             |
|               |     | ajuste mAs  | 5,0%                    | 2,7%                 | 1,5%             |
|               | 5   | ajuste 2020 | 2,3%                    | 4,8%                 | 3,4%             |
|               |     | ajuste mAs  | 7,2%                    | 7,5%                 | 3,7%             |
|               | 8   | ajuste 2020 | 3,7%                    | 2,7%                 | 2,0%             |
|               |     | ajuste mAs  | 4,5%                    | 0,7%                 | 0,9%             |
|               | 10  | ajuste 2020 | 8,4%                    | 3,8%                 | 7,5%             |
|               |     | ajuste mAs  | 7,9%                    | 2,5%                 | 4,9%             |
|               | 20  | ajuste 2020 | 7,1%                    | 3,3%                 | 0,8%             |
|               |     | ajuste mAs  | 6,4%                    | 3,1%                 | 3,1%             |
|               | 40  | ajuste 2020 | 5,0%                    | 1,7%                 | 1,1%             |
|               |     | ajuste mAs  | 4,6%                    | 2,2%                 | 1,5%             |

## CONCLUSIONES

El modelo de observador constituye una alternativa válida al análisis clásico de tamaño-detalle-contraste. El modelo presenta buena repetibilidad y alto poder predictivo de los valores de contraste umbral. Por otro lado, la predicción del Cth obtenible en condiciones clínicas es mejor utilizando un ajuste local, que con un ajuste para todo el rango de dosis, aunque éste también presenta posibilidades predictivas válidas para un amplio rango de kerma. Para aplicar esto, es necesario estandarizar las condiciones de obtención de función respuesta, MTF y NNPS.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> MONNIN P, MARSHALL NW, BOSMANS H, BOCHUD FO, VERDUN FR. "IMAGE QUALITY ASSESSMENT IN DIGITAL MAMMOGRAPHY: PART II. NPWE AS A VALIDATED ALTERNATIVE FOR CONTRAST DETAIL ANALYSIS." PHYS MED BIOL. 2011 JUL 21;56(14):4221-38. DOI: 10.1088/0031-9155/56/14/003

# ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN

## ESTUDIO DE FACTORES DE BISEL EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA CON ACELERADOR MÓVIL DE ELECTRONES

Ayala Lázaro, R. (1); Ruíz Galán, G. (1); García Marcos, R. (1); Soza Maraño, A. (1); García Agrela, I. (1); García Hernández, M. J. (1); Megías Ruiz, J. M. (1); García Ovejero, J. (1); Gómez Cores, S. (1)  
(1) Hospital General Universitario Gregorio Maraño

PALABRAS CLAVE: RIO, FACTORES DE BISEL, LIAC, MONTE CARLO

## INTRODUCCIÓN

La dosimetría en aceleradores de radioterapia intraoperatoria (RIO) y en especial con aceleradores móviles de electrones, se aleja en varios aspectos de las recomendaciones de los protocolos internacionales.

Se trata de haces de electrones degradados por la dispersión sufrida en los aplicadores cilíndricos, y con una alta dosis por pulso. Esto último supone un problema adicional para la medida con cámaras de ionización y obliga a evaluar el factor de saturación con métodos alternativos a los de la guía TRS-398<sup>1</sup>. Por último, los aplicadores biselados, que dan lugar a incidencias oblicuas, presentan una problemática que no se da en aceleradores convencionales.

En este trabajo se presentan los resultados de distintas medidas de factores de bisel con distintos detectores, evaluando correcciones propuestas en la bibliografía, y se han comparado con resultados de simulaciones Monte Carlo.



## MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio se ha utilizado un acelerador SIT Liac modelo 12MeV, con energías 6, 8, 10 y 12 MeV. Se han realizado medidas en agua con cámara cilíndrica Iba CC01 ( $K_{\text{sat}}$  calculado por el método de Karaj et al.<sup>2</sup>), detector microDiamond de PTW en posiciones vertical y horizontal, y además, se han aplicado las correcciones propuestas por Mastella et al.<sup>3</sup> en la posición vertical.

El modelado Monte Carlo del acelerador se realizó siguiendo el trabajo de Iaccarino et al.<sup>4</sup>, con el código PenEasy 2020, basado en PENELOPE 2018<sup>5</sup>.

Los factores de bisel se calcularon como la razón entre la dosis absorbida en la profundidad del máximo (medido en el eje clínico) del aplicador biselado y la dosis absorbida en las mismas condiciones para el aplicador de 0°.

## RESULTADOS

Los resultados para la combinación de aplicador de 10 cm y bisel de 45° se pueden ver en la figura 1.

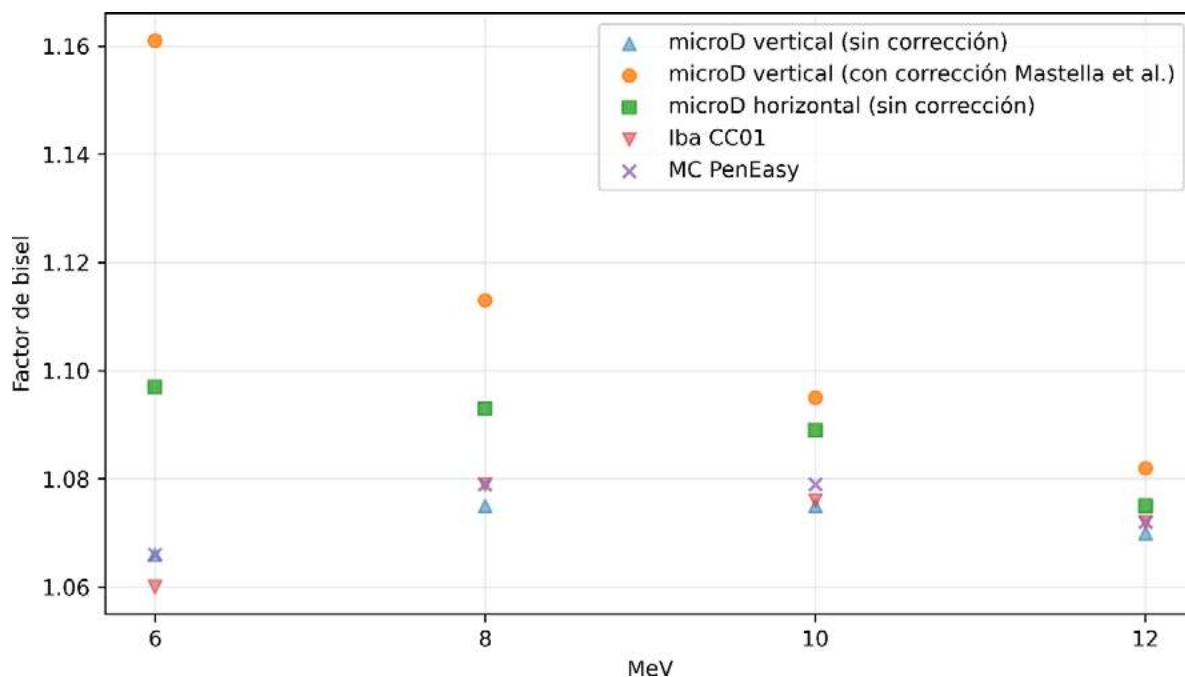


FIGURA 1- Factores de bisel, aplicador de 10 cm, bisel de 45°.

## DISCUSIÓN

Se puede apreciar una gran concordancia entre las medidas con CC01, microDiamond en posición vertical sin corrección y la simulación Monte Carlo. Esto es contrario a lo propuesto por Mastella et al.<sup>3</sup>. Si se aplican los factores de corrección por incidencia oblicua del anterior trabajo, los resultados son totalmente discrepantes. Estimamos que la forma de obtener esos factores, mediante la irradiación del detector microDiamond imbuido en un maniquí esférico, no es comparable con la situación real de un aplicador biselado.

En cuanto a la medida con microDiamond en posición horizontal, los resultados no concuerdan a bajas energías, probablemente porque el gradiente es mayor y el efecto de volumen se vuelve más notable.

## CONCLUSIONES

La medida de factores de campo para aplicadores biselados es probablemente el punto más complicado en la puesta en marcha y control de calidad de un acelerador portátil de RIO. Los resultados obtenidos sugieren que, para caracterizar dosimétricamente estos equipos, es necesario realizar comprobaciones con varios detectores y evaluar posibles correcciones antes de aplicarlas.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ABSORBED DOSE DETERMINATION IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY [INTERNET]. VIENNA: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2001. (TECHNICAL REPORTS SERIES)
- <sup>2</sup> KARAJ E, RIGHI S, DI MARTINO F. ABSOLUTE DOSE MEASUREMENTS BY MEANS OF A SMALL CYLINDRICAL IONIZATION CHAMBER FOR VERY HIGH DOSE PER PULSE HIGH ENERGY ELECTRON BEAMS: SMALL CYLINDRICAL CHAMBER USED IN IORT DOSIMETRY. MED PHYS. 2007



- <sup>3</sup> MASTELLA E, SZILAGYI KE, DE GUGLIELMO E, FABBRI S, CALDERONI F, STEFANELLI A, ET AL. DOSIMETRIC CHARACTERIZATION OF A MOBILE ACCELERATOR DEDICATED FOR INTRAOPERATIVE RADIATION THERAPY: MONTE CARLO SIMULATIONS AND EXPERIMENTAL VALIDATION. PHYS MED. 2022
- <sup>4</sup> IACCARINO G, STRIGARI L, D'ANDREA M, BELLESI L, FELICI G, CICCOTELLI A, ET AL. MONTE CARLO SIMULATION OF ELECTRON BEAMS GENERATED BY A 12 MEV DEDICATED MOBILE IORT ACCELERATOR. PHYS MED BIOL. 2011
- <sup>5</sup> NUCLEAR ENERGY AGENCY. PENELOPE 2018: A CODE SYSTEM FOR MONTE CARLO SIMULATION OF ELECTRON AND PHOTON TRANSPORT: WORKSHOP PROCEEDINGS. 2019

## IDONEIDAD DE LA MEDICIÓN DE LOS FACTORES DE CAMPO CON UN DETECTOR DE CENTELLEO DE PLÁSTICO EN UN ELEKTA UNITY MR-LINAC

Ferrer Gracia, C. L. (1); Huertas Martínez, C. (1); García Riñón, D. (1); Feijoo, M. (2); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz, (2) Blue Physics med

PALABRAS CLAVE: FACTORES DE CAMPO, UNITY, CENTELLEADOR

### INTRODUCCIÓN

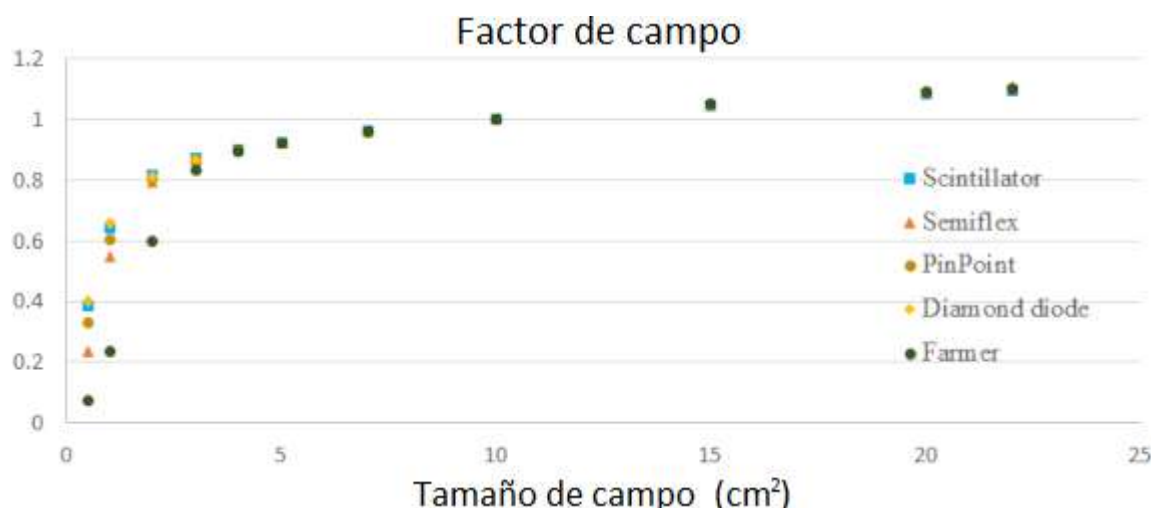
Las características dosimétricas de los detectores de un MR-Linac se ven afectadas por el campo magnético. Este trabajo pretende estudiar el desempeño de un detector de centelleo plástico en un campo magnético midiendo los factores de campo y comparándolos con los valores obtenidos con otros detectores estándar.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Los centelleadores plástico presentan varias propiedades interesantes, entre ellas la equivalencia del agua o la linealidad de la respuesta de centelleo con la energía de radiación incidente. Se ha empleado un centelleador de plástico (Bluephysics, Tampa, FL), que consiste en un cilindro de 1 mm de diámetro y 1 mm de longitud con un volumen de sensibilidad de 0,00078 cm<sup>3</sup>, para medir los factores de campo en un Elekta Unity MR-Linac de 7 MV de energía nominal. Los factores de salida se han obtenido con el centelleador colocado en el isocentro a 10 cm de profundidad y SSD 133,5 cm, utilizando un maniquí de agua PTW Beamscan MR. Esto es posible porque el centelleador está incrustado en una carcasa de plástico que imita una cámara de ionización semiflex 3D PTW. Los resultados se han comparado con los obtenidos utilizando cuatro detectores PTW diferentes: cámaras de ionización semiflex 3D, pinpoint y farmer y un diodo de diamante. El procedimiento de medición ha sido el mismo para todos los detectores.

### RESULTADOS

La figura 1 muestra las diferencias obtenidas en los valores de los factores de salida obtenidos con las cámaras de ionización, el diodo y el centelleador. Todos los valores son similares hasta un tamaño de campo de 5 x 5 cm<sup>2</sup>, mientras que, para tamaños de campo menores, los valores obtenidos con el centelleador en relación con los adquiridos con el diodo de diamante fueron aproximadamente un 0,8 % superiores para tamaños de campo entre 4x4 cm<sup>2</sup> y 2x2 cm<sup>2</sup>, pero un 3,1 % inferiores para los tamaños de campo más pequeños, 1x1 cm<sup>2</sup> y 0,5x0,5 cm<sup>2</sup>.



## DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos con los centelleadores de plástico fueron similares a los obtenidos con el diodo de diamante para tamaños de campo inferiores a  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ , y coinciden con todos los detectores para tamaños de campo mayores, lo que indica que el centelleador es capaz de medir correctamente los factores de campo.

## CONCLUSIONES

El centelleador es capaz de medir correctamente los factores de campo con todos los tamaños de campo posibles en un Unity MR-Linac, y podría utilizarse en varias aplicaciones futuras.

# POR QUÉ LA TEORÍA DE BOAG ES INCORRECTA

Gómez Rodríguez, F. (1); Paz-Martin, J. (1); Gonzalez-Castaño, D. (1); Gomez Fernandez, N. (1); Schüller, A. (2); Bourgouin, A. (2); Pardo-Montero, J. (3)

(1) Universidad de Santiago, (2) Physikalisch-Technische Bundesanstalt (Braunschweig), (3) Instituto de Investigaciones Sanitarias Santiago de Compostela

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, BOAG, MÉTODO DE DOS VOLTAJES, RECOMBINACIÓN, CÁMARAS DE IONIZACIÓN, ELECTRONES LIBRES

## INTRODUCCIÓN

La actual teoría sobre la que se basa el formalismo de corrección de la recombinación en volumen de las cámaras de ionización es la denominada teoría de Boag. En su primera formulación la teoría de Boag (modelo f) no tenía en cuenta la existencia de electrones libres en las cámaras, hecho que llevó a la reformulación de este modelo en 1996 (modelos f', f'' y f'''). Los diferentes modelos de Boag presentan incluso inconsistencias en la región de dosis muy bajas, pero también problemas en las técnicas con dosis por pulso moderadas o altas (i.e. Radioterapia Intra Operatoria). Recientemente, debido a la necesidad de una mejor comprensión de los efectos de saturación en las cámaras de ionización en haces de ultra alta tasa de dosis, se han desarrollado modelos numéricos mucho más realistas que incluyen la perturbación del campo eléctrico, la parametrización de la vida media de los electrones libres e incluso los mecanismos de multiplicación de carga en el aire (Gomez y Paz-Martin). Asimismo en una nueva evaluación analítica del problema de la recombinación (despreciando la perturbación del campo eléctrico y con un pulso de radiación instantáneo) por Fenwick y Kumar, resulta evidente que las correcciones obtenidas por aplicación directa de los modelos de Boag pueden conllevar errores relativos muy elevados del factor de saturación de la cámara.

## METODOLOGÍA

Para evaluar los métodos de cálculo del factor de saturación de las cámaras de ionización se han realizado medidas en un tanque de agua irradiado con el acelerador de electrones MELAF con energía nominal de 20 MeV, frecuencia de 5 Hz y dosis por pulso desde 41 mGy hasta 440 mGy del laboratorio nacional de metrología de Alemania (PTB). La duración de los pulsos empleada se varió entre 0.5 y 2.9 microsegundos. La dosimetría de referencia se realizó con alanina y un prototipo de detector de diamante para alta tasa de dosis (FLASH-diamond) desarrollado por la Universidad Tor-Vergata (Roma). Se utilizaron dos modelos de cámaras de ionización plano paralelas, Advanced Markus y PPC05, siguiendo el protocolo TRS398.

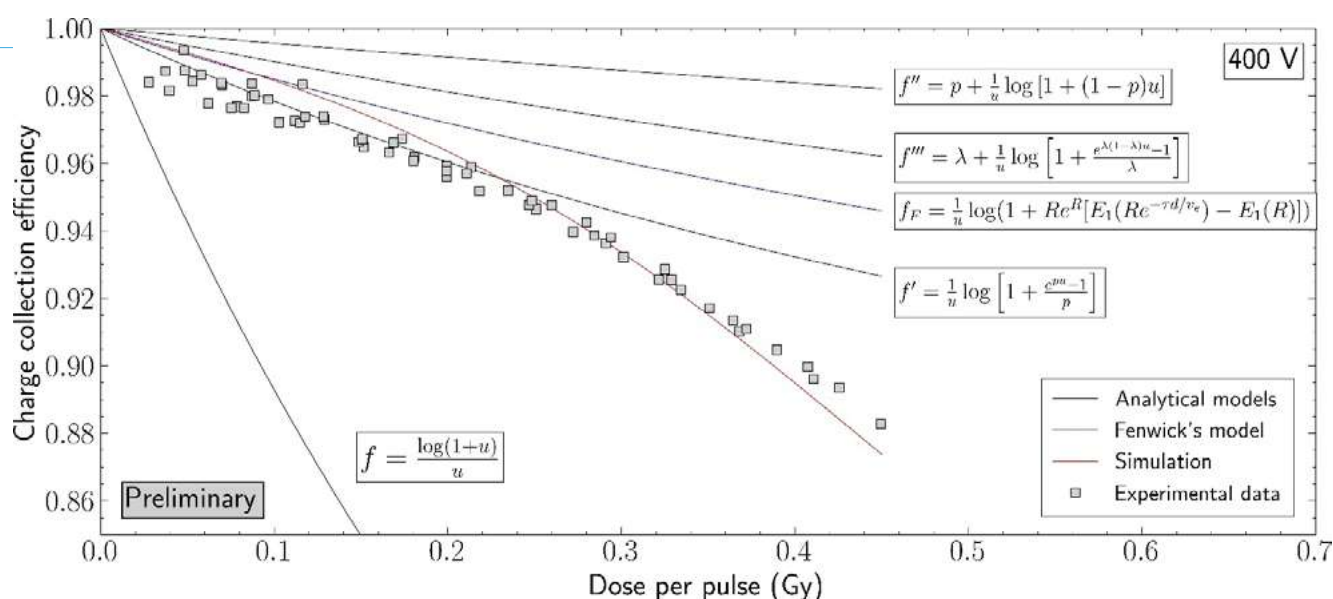


## RESULTADOS

Los valores experimentales obtenidos con las cámaras de ionización se han comparado con todos los modelos analíticos previamente citados y con el modelo numérico para la estimación de los factores de corrección por saturación. En la FIGURA 1 pueden observarse los resultados para una cámara Advanced Markus con una polarización de 400 V en función de la dosis por pulso, junto con las predicciones de los distintos modelos.

## CONCLUSIONES

Los datos experimentales muestran un mejor acuerdo con el modelo numérico que con las expresiones analíticas. Puede apreciarse que únicamente las pendientes en el origen para el modelo numérico y modelo de Fenwick son concordantes. Obsérvese que el modelo numérico incluye los efectos de la duración del pulso y perturbación del campo eléctrico, ausentes en la teoría de Fenwick. Los posibles errores derivados de la corrección del efecto de saturación mediante la teoría de Boag son muy significativos en este intervalo de dosis por pulso.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> PAZ-MARTIN J. ET AL. PHYSICA MEDICA 103, PP. 147-156 (2022)
- <sup>2</sup> GÓMEZ, F, GONZALEZ-CASTAÑO, DM, FERNÁNDEZ, NG, PARDO-MONTERO, J, SCHÜLLER, A, GASPARINI, A, VANREUSEL, V, VERELLEN, D, FELICI, G, KRANZER, R, PAZ-MARTÍN, J. DEVELOPMENT OF AN ULTRA-THIN PARALLEL PLATE IONIZATION CHAMBER FOR DOSIMETRY IN FLASH RADIOTHERAPY. MED PHYS. 2022; 49: 4705– 4714. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/MP.15668](https://doi.org/10.1002/mp.15668)
- <sup>3</sup> "CHARGE COLLECTION EFFICIENCY, UNDERLYING RECOMBINATION MECHANISMS, AND THE ROLE OF ELECTRODE DISTANCE OF VENTED IONIZATION CHAMBERS UNDER ULTRA-HIGH DOSE-PER-PULSE CONDITIONS" PHYS MED. 2022 Nov 7;104:10-17. DOI: 10.1016/J.EJMP.2022.10.021.
- <sup>4</sup> BOAG ET AL. (1996) PHYS. MED. BIOL. 41 (5) 885
- <sup>5</sup> FENWICK AND KUMAR PHYS. MED. BIOL. 68 015016 (2022)

## ESTIMACIÓN DEL RENDIMIENTO EN PROFUNDIDAD DE HACES DE 6 MV EN LA ZONA DE ACUMULACIÓN

Fernández Benítez, M. (1); Fernández Romero, J. J. (1); Pérez González, M. A. (1); García Pareja, S. (1); Moral Sánchez, S. C. (1); Casado Villalón, F. J. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

## INTRODUCCIÓN

Para caracterizar un haz de radiación el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) resulta esencial. La determinación de este PDD con las cámaras de ionización habituales no es adecuada en la región de acumulación (build-up), pues en esa zona el equilibrio electrónico es inexistente, no cumpliéndose las condiciones necesarias para aplicar la teoría de cavidades.



Existen diferentes dispositivos que nos permiten medir el PDD en esa zona tales como la cámara de extrapolación, las películas radiocrómicas o los dosímetros termoluminiscentes. Cuando no pueda disponerse de ellos existen dos métodos alternativos que serán estudiados y comparados en el presente trabajo: el presentado en el artículo de Wegener, Herzog y Sauer <sup>1</sup> y el planteado por Gerbi-Khan 2.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El primero de los métodos proporciona unos factores de corrección adquiridos por comparación entre medidas realizadas con películas radiocrómicas y diferentes detectores para distancias a partir de 3 mm de profundidad.

Por otro lado, el método propuesto por Gerbi-Khan establece una corrección matemática dependiente de parámetros característicos de la cámara empleada, obtenida por comparación entre las lecturas de la cámara plano-paralela y la cámara de extrapolación.

Se realiza la medida del PDD de un haz de fotones de 6 MV en el acelerador Varian Clinac DBX, para un campo 10x10 cm<sup>2</sup> a SSD de 100 cm y tasa 300 UM/min, con el detector de diamante PTW microDiamond TM60019 y el electrómetro PTW Tandem para aplicarles los coeficientes de corrección propuestos por Wegener et al.

Posteriormente, se mide el PDD en el mismo acelerador y con las mismas condiciones que para el caso anterior, pero empleando ahora la cámara de ionización planoparalela PTW Roos TM34001, aplicando la corrección matemática de Gerbi- Khan.

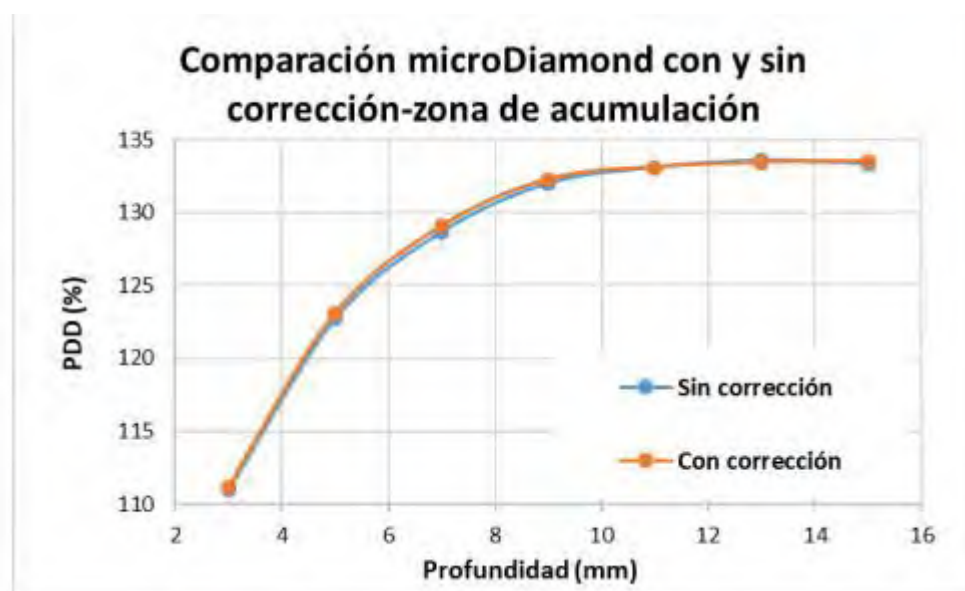


FIGURA 1. Comparación del PDD en la zona build-up aplicando el método de Wegener et al.

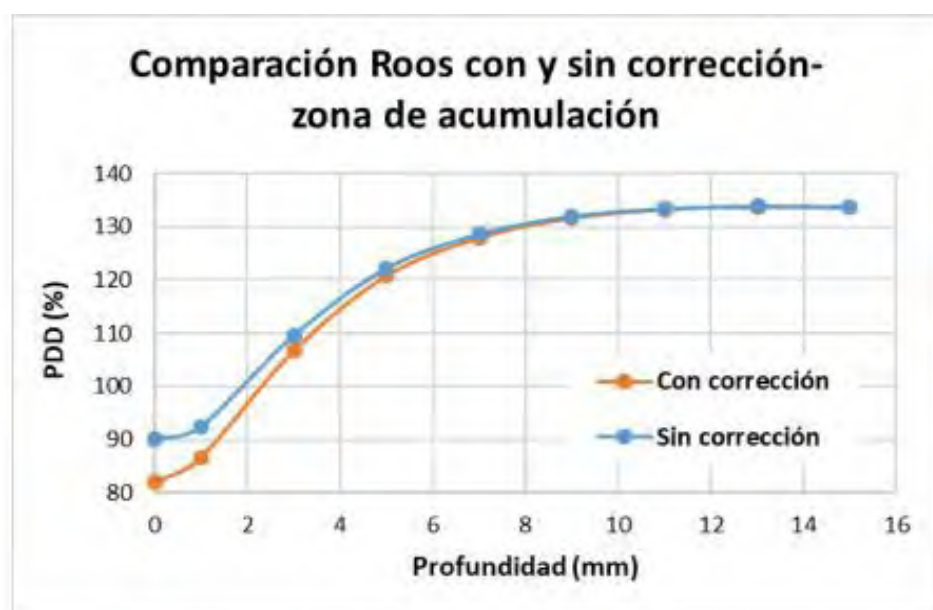


FIGURA 2. Comparación del PDD en la zona build-up aplicando el método de Gerbi-Khan.



## RESULTADOS

Analizando los resultados obtenidos para el método propuesto por Wegener et al (FIGURA 1) se observa que las diferencias del PDD en la zona de acumulación entre aplicar o no la corrección se encuentran en torno al 0.2%.

Mientras que para el caso de la corrección matemática de Gerbi-Khan (FIGURA 2) las diferencias pueden llegar al 10%. Si se comparan los resultados obtenidos entre ambos métodos también se observan diferencias entre ellos de hasta un 4%.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos se podría emplear el detector microDiamond sin aplicar los coeficientes propuestos por Wegener et al., ya que las diferencias son pequeñas, mientras que si se utiliza la cámara Roos sí se corregirá siguiendo el método de Gerbi-Khan.

Debido a las discrepancias encontradas entre ambos métodos, se deberían realizar medidas con la cámara de extrapolación, o en su defecto con películas radiocrómicas, para poder compararlos y elegir el método más exacto.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> WEGENER, S., HERZOG, B. & SAUER, O. A. (2020). DOI:10.1002/MP.13973

<sup>2</sup> GERBI, B. J. & KHAN, F. M. (1990). DOI:10.1118/1.596522

# UCD: UN DOSÍMETRO ACTIVO DE LECTURA DIRECTA PARA RADIOTERAPIA FLASH

Bedogni, R. (1); Russo, L. (1); Fontanilla, A. (1); Castro Campoy, A. I. (1); Calamida, A. (1); Sanchez Doblado, F. (2); Lagares, J. I. (3)  
(1) INFN-LNF, (2) Universidad de Sevilla, (3) CIEMAT Madrid

## ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN

### INTRODUCCIÓN

UCD (detector de núcleo no balanceado) es un dosímetro de estado sólido patentado para la radioterapia flash. A diferencia de otros detectores convencionales (cámaras de ionización, centelleadores o semiconductores), el UCD se caracteriza por una respuesta lineal con medidas en tiempo real de hasta 26 Gy/pulso, pudiendo describir la estructura temporal de los pulsos con una resolución de 0,5  $\mu$ s, o superior. Aunque el detector UCD se ha fabricado en diferentes formas y tamaños, el formato más adecuado para la radioterapia flash es el esférico, de 6 mm de diámetro, lo que garantiza una respuesta totalmente isotrópica. En colaboración con la empresa fabricante del equipo Electron-Flash (SIT-Sordina IORT Technologies S.p.A.), se probó el detector utilizando su acelerador.

### MATERIALES Y MÉTODOS

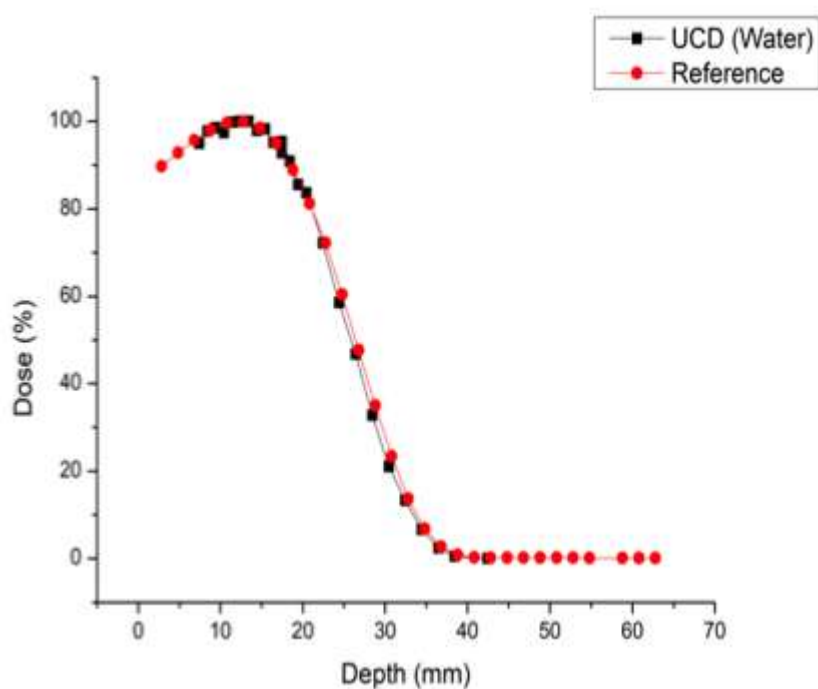
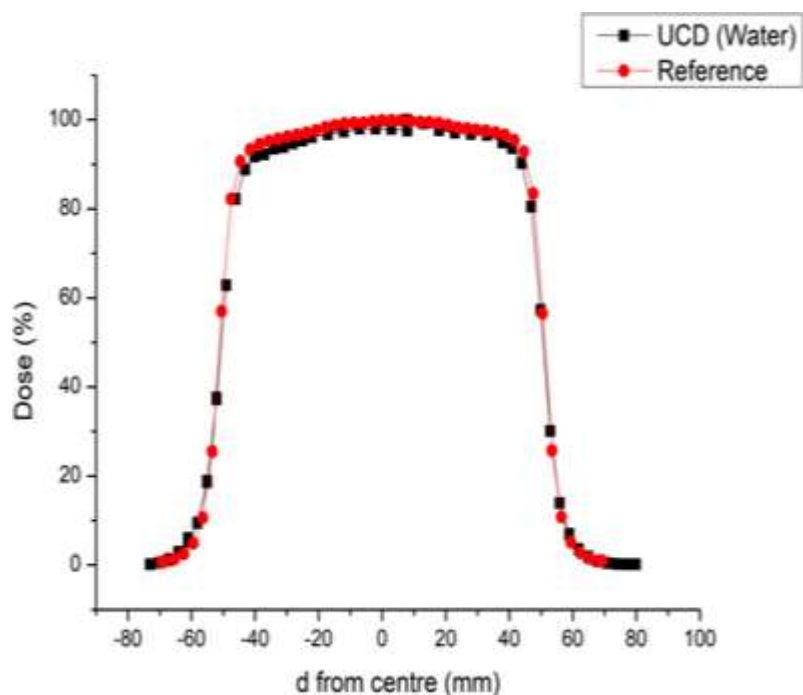
La cadena de adquisición está compuesta por electrónica frontal de diseño propio (compuesta de placa de corriente con selección automática de la resistencia para amplificación de la señal, digitalizador y software LabView). Las mediciones fueron realizadas con haces de electrones flash a dos energías (7 MeV y 9 MeV), en Sordina IORT Technologies, Aprilia (Italia). La máquina flash está equipada con un aplicador de PMMA de 10 cm de diámetro, pudiendo colocar el detector en un maniquí de agua, controlado remotamente, para realizar curvas de rendimiento en profundidad y perfiles laterales.

Se han probado las siguientes propiedades del UCD, ajustando el acelerador a una duración de pulso de 5  $\mu$ s:

- a) Linealidad de la respuesta, variando la dosis;
- b) Degradación inducida por la radiación;
- c) Curvas de rendimiento en profundidad (PDD);
- d) Perfil lateral del haz;
- e) Isotropía

### RESULTADOS

Las curvas PDD y Perfiles laterales muestran una buena concordancia con las obtenidas con un detector de diamante, tomado como referencia, para electrones de 7 MeV (ver Figuras 1 y 2). Además, en la comunicación se presentarán las curvas de isotropía y la de daño por radiación, confirmando su bondad para la dosimetría en el entorno clínico.



Figuras 1 y 2. Comparación del detector UCD frente al diamante de referencia para perfil y curva de rendimiento en profundidad

## CONCLUSIONES

UCD ha demostrado ser un excelente candidato para la dosimetría en radioterapia Flash. Se está negociando con las empresas para que esté disponible pronto en el mercado.



## ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES

## AJUSTE DEL DOSIMETRIC LEAF GAP PARA LA OBTENCIÓN DE UNIDADES DE TRATAMIENTO GEMELAS EN RADIOTERAPIA

Lara Aristimuño, I. (1); Hernandez Masgrau, V. (1); Puxeu Vaqué, J. (1)

(1) Hospital San Juan de Reus

PALABRAS CLAVE: MLC, DLG, GAP, MÁQUINAS GEMELAS

## INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de radioterapia con IMRT/VMAT la calibración y modelado del colimador multiláminas (MLC) son especialmente importantes. En los aceleradores *Varian TrueBeam* (TB) la calibración del posicionamiento del MLC dispone de un parámetro configurable en modo servicio (*Gap*) [1], que permite ajustar la separación entre los dos bancos de láminas y, en consecuencia, el DLG medido (*Dosimetric Leaf Gap*) [2]. Este estudio investiga el ajuste de este parámetro para conseguir que distintos TB tengan el mismo DLG y puedan considerarse máquinas gemelas tanto a nivel de haz de radiación como de MLC. También se evalúa su concordancia en dosis para planes de IMRT/VMAT clínicos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se han realizado en dos aceleradores TB con MLC *Millennium120*. Para la medida del DLG se ha utilizado un electrómetro *PTW UNIDOS Weblin* y una cámara de ionización tipo *Farmer PTW 30013* en agua a una distancia foco superficie de 90 cm y profundidad de 10 cm. Para la obtención del DLG se realizan 5 medidas de "sweeping gaps" con aperturas de 2, 5, 10, 20, 30 mm, y medidas de la transmisión del MLC para un campo de 10x10 cm<sup>2</sup>. Representando la carga medida menos la transmisión efectiva en función de la apertura se obtiene una recta que permite determinar el DLG.

Tras la medida del DLG en el primer acelerador (TB1), se ajustó el parámetro *Gap* del segundo acelerador (TB2) para reproducir el mismo DLG. Se usó el sistema Delta4 de ScandiDos para evaluar la concordancia en planes clínicos de IMRT/VMAT (60 en TB1, 122 en TB2) y se compararon con el sistema de planificación Eclipse usando una única configuración para ambas máquinas.

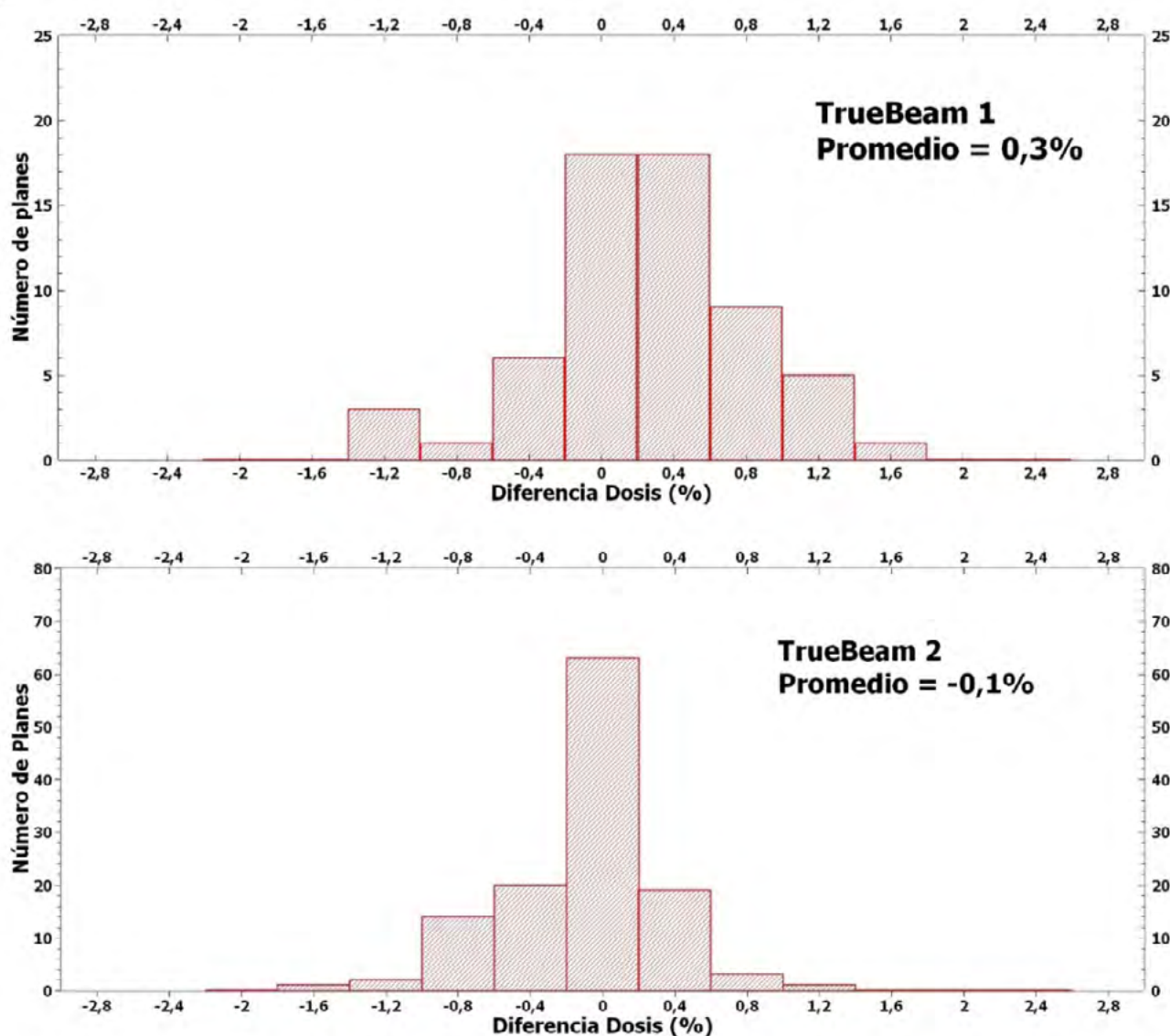
## RESULTADOS

Las medidas iniciales fueron realizadas en el TB1 con un *Gap*=0.05 cm para evitar riesgo de colisiones entre láminas. Para el TB2 se midió el DLG para distintos valores de *Gap* (TABLA 1). Se observó una relación lineal entre el parámetro *Gap* y el DLG medido, reproduciéndose el mismo DLG que en el TB1 con un *Gap*=0.024 cm. El ajuste del *Gap* proporcionó el mismo DLG para todas las energías, con diferencias <0,002 cm.

| Acelerador        | Ajuste          |                | Verificación     |                 |                   |                 |
|-------------------|-----------------|----------------|------------------|-----------------|-------------------|-----------------|
|                   | <i>Gap</i> (cm) | DLG (cm)<br>6X | DLG (cm)<br>6FFF | DLG (cm)<br>10X | DLG (cm)<br>10FFF | DLG (cm)<br>18X |
| <i>TrueBeam 1</i> | 0,05            | 0,146          | 0,131            | 0,159           | 0,152             | 0,157           |
| <i>TrueBeam 2</i> | 0               | 0,122          |                  |                 |                   |                 |
|                   | 0,024           | 0,146          | 0,131            | 0,160           | 0,151             | 0,156           |
|                   | 0,050           | 0,171          |                  |                 |                   |                 |

**Tabla 1. Valores del parámetro de ajuste "Gap" y resultados del DLG para todas las energías disponibles en ambos aceleradores.**

Las diferencias de dosis promedio obtenidas con el Delta4 para ambas máquinas con una misma configuración en el sistema de planificación son bajas, con distribuciones centradas y diferencias <±0.5% en la gran mayoría de casos (figura 1). También se obtuvieron buenos resultados de tasa de paso gamma, con promedios y desviación estándar para 2% global y 2mm de 99.5%±1.0% (TB1) y 99.9%±0.4% (TB2).



*Figura 1. Histograma de las diferencias de dosis obtenidas entre el cálculo de Eclipse y la medida con el sistema Delta4 para ambos aceleradores.*

#### DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El parámetro *Gap* permite ajustar fácilmente el DLG del MLC, posibilitando la calibración de distintos aceleradores con un mismo DLG medido. Este ajuste mejora la equivalencia entre máquinas gemelas y facilita su configuración en el sistema de planificación. El ajuste del *Gap* es único, pero proporciona un mismo DLG para todas las energías y una buena concordancia en planes clínicos usando un único modelo en el sistema de planificación.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GHAZAL M, SÖDERGREN L, WESTERMARK M, SÖDERSTRÖM J, POMMER T. DOSIMETRIC AND MECHANICAL EQUIVALENCY OF VARIAN TRUEBEAM LINEAR ACCELERATORS. J APPL CLIN MED PHYS. 2020 DEC;21(12):43-53. doi: 10.1002/acm2.13058. EPUB 2020 OCT 18. PMID: 33070456; PMCID: PMC7769408.
- <sup>2</sup> MEI X, NYGREN I, VILLARREAL-BARAJAS JE. ON THE USE OF THE MLC DOSIMETRIC LEAF GAP AS A QUALITY CONTROL TOOL FOR ACCURATE DYNAMIC IMRT DELIVERY. MED PHYS. 2011 APR;38(4):2246-55. doi: 10.1118/1.3567148. PMID: 21626959.





## ÁREA TEMÁTICA: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

### PROYECTO RADOSIS: APLICACIÓN DE LA ICRP 137 PARTE 3 A LA EVALUACIÓN DE DOSIS POR RADÓN EN LUGARES DE TRABAJO CON CONDICIONES EXTREMAS

Vargas Drechsler, A. (1); Font Guiteras, L. (2); Grossi, C. (1); Moreno Balta, V. (1); Lara Cavayé, P. (2); Alberdi Juaristi, J. (1); Valles Alberdi, G. (3); García-Talavera San Miguel, M. (3)

(1) Universidad Politécnica de Cataluña, (2) Universidad Autónoma de Barcelona, (3) Consejo de Seguridad Nuclear

PALABRAS CLAVE: RADÓN, METROLOGÍA, DOSIMETRÍA, ICRP137, ICRP66

#### INTRODUCCIÓN

Uno de los requerimientos de la directiva europea 2013/59/Euratom es efectuar una evaluación de la dosis recibida por los trabajadores en lugares de trabajo con concentraciones de radón superiores al nivel de referencia ( $300 \text{ Bq m}^{-3}$ ). El documento ICRP 137 (Parte 3)<sup>3</sup> de 2017 proporciona unos valores tabulados de conversión a dosis, obtenidos con el modelo dosimétrico del tracto respiratorio publicado en el documento ICRP 66<sup>2</sup> de 1994, para tres lugares de trabajo representativos. Sin embargo, actualmente no existe ningún programa soportado por un centro oficial que permita el cálculo de la dosis en cualquier lugar de trabajo. Así, la finalidad del proyecto RADosis consiste en desarrollar una metodología basada en ICRP 66 e ICRP 137 para disponer de los coeficientes de conversión a dosis adecuados en cualquier lugar de trabajo, así como una revisión de la Guía 11.4 del CSN.

#### MÉTODOS Y RESULTADOS

La cámara de radón del Instituto de Técnicas Energéticas (INTE) de la Universidad Politécnica de Catalunya (UPC) de volumen  $20 \text{ m}^3$ , se ha actualizado con la instrumentación necesaria para realizar exposiciones controladas de concentraciones de la progenie del radón y de partículas (FIGURA 1). Durante el primer semestre de 2023 se realizará la primera intercomparación de equipos de medida de los descendientes del radón de centros españoles. Se seleccionarán los adecuados para realizar campañas de medida piloto en lugares de trabajo donde los valores de conversión a dosis puedan discrepar de los recomendados en ICRP 137.

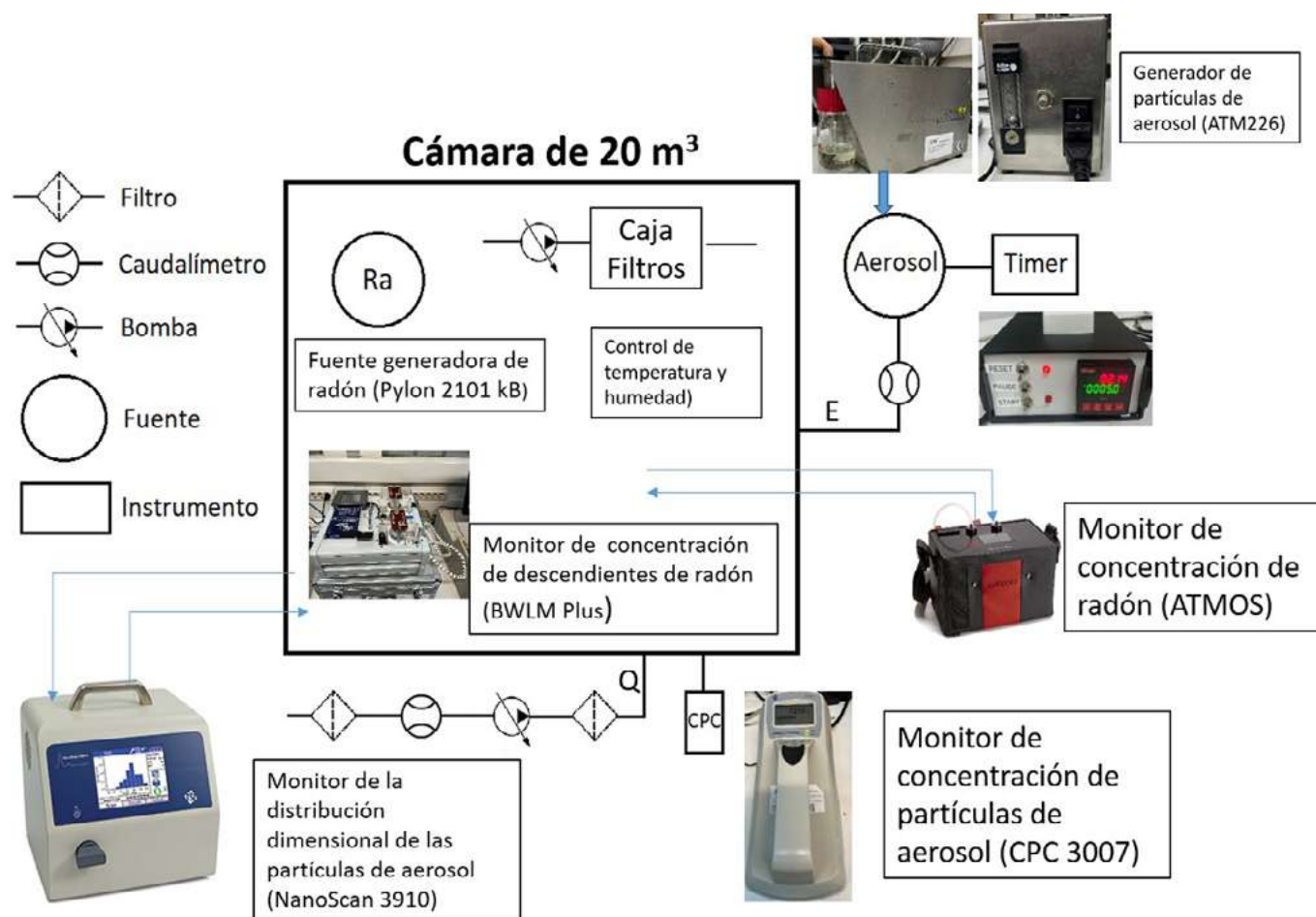


FIGURA 1. Esquema de la instrumentación que se ha instalado en la cámara para el control de la progenie del radón.

Con el objetivo de poder calcular la dosis en cualquier lugar de trabajo se pretende validar el código de cálculo basado en el modelo de ICRP 66 desarrollado por Nikezic y Yu (2001)<sup>1</sup>. Los primeros resultados de validación han mostrado una diferencia de los coeficientes de conversión con los propuestos por ICRP 137 menores al 10 %.

La modelización del comportamiento de los descendientes del radón en lugares de trabajo es otra herramienta de gran utilidad para la estimación dosimétrica en escenarios en los que sólo se conocen algunas de las variables que influyen en el cálculo de la dosis. Así, con el código STELLA, se ha desarrollado un programa que simula la evolución temporal de la concentración de los descendientes tanto en estado libre como adherido a partículas de aerosol en cualquier lugar de trabajo. El programa está siendo validado comparando medidas en la cámara de radón y resultados de las simulaciones (FIGURA 2).

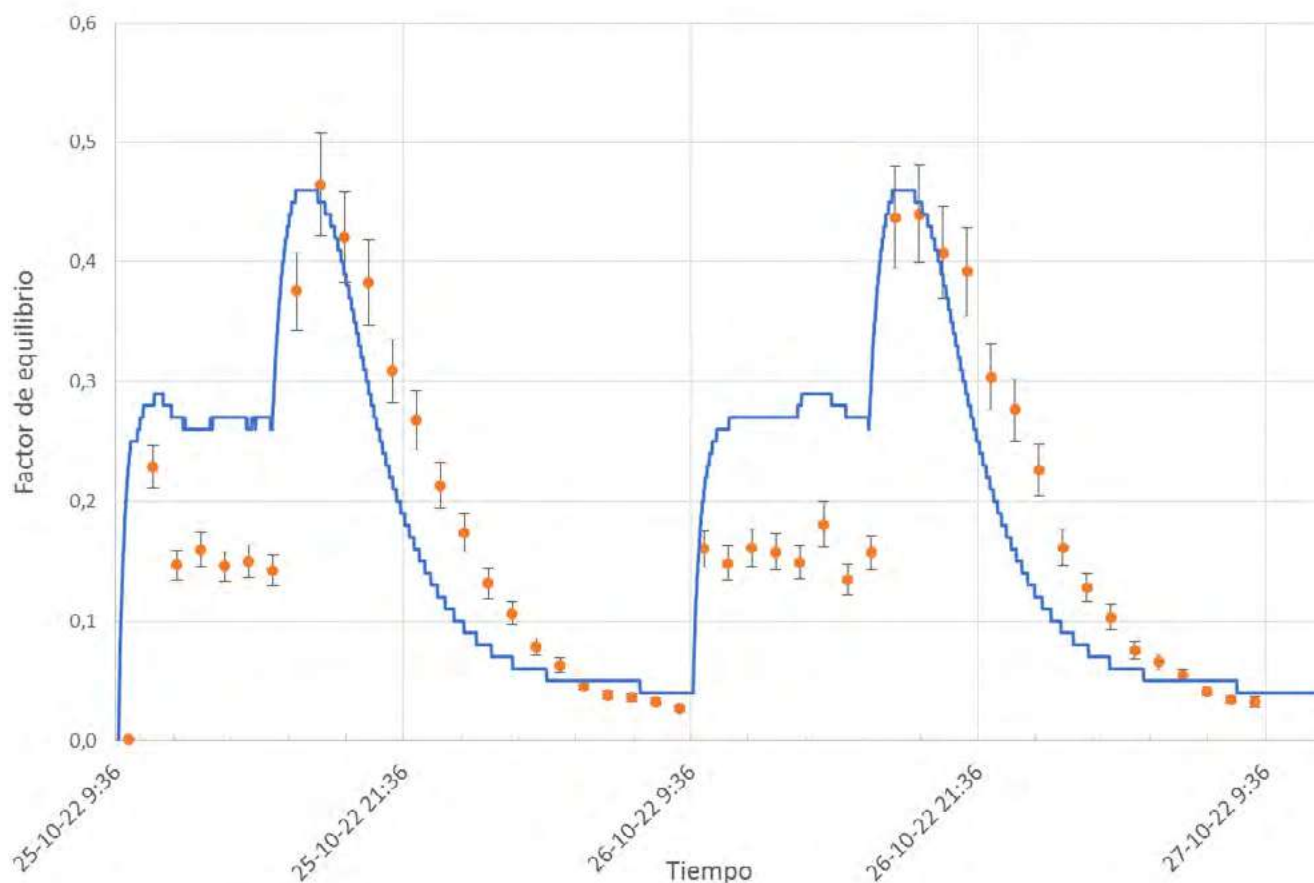


FIGURA 2. Comparación de los resultados medidos en la cámara radón y los obtenidos con el programa desarrollado con el código STELLA.

## CONCLUSIONES

El proyecto RADosis, financiado por el CSN para la realización de actividades de investigación y desarrollo del año 2021, se está desarrollando según la planificación. En el congreso se presentarán los últimos resultados obtenidos, así como las herramientas y metodologías desarrolladas en la metrología y modelización de los descendientes del radón y su dosimetría.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> NIKEZIC, D., YU, K.N. MICRODOSIMETRIC CALCULATION OF ACSORTION FRACTION AND THE RESULTING DOSE FACTOR FOR RADON PROGENY. RADIAT ENVIRON BYOPHYS (2001) 40:207-211
- <sup>2</sup> ICRP 1994. HUMAN RESPIRATORY TRACT MODEL FOR RADIOLOGICAL PROTECTION. ICRP PUBLICATION 66. ANN ICRP 24(1-3)
- <sup>3</sup> ICRP 2017. OCCUPATIONAL INTAKES OF RADIONUCLIDES: PART 3. ICRP PUBLICATION 137. ANN. ICRP 46(3/4).



## ESTIMACIÓN DOSIMÉTRICA EN UN CASO REAL DE CONTAMINACIÓN INTERNA CON $^{177}\text{Lu}$ A TRAVÉS DE UNA HERIDA

López Ponte, M. A. (1); Cánovas Herrera, E. (2); Navarro Amaro, J. F. (1); Pérez López, B. (1); Sierra Bercedo, I. (1); Hernández González, C. (1); Baró Casanovas, J. (2); Amor Calvo, I. (3); Barrio, M. (4)

(1) CIEMAT, (2) ACPRO, (3) CSN, (4) Facultad de Físicas, Universidad Complutense de Madrid

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA INTERNA

### INTRODUCCIÓN

Un trabajador resultó contaminado internamente con  $^{177}\text{Lu}$  a través de una herida el 9 de marzo de 2021 en una instalación radiactiva como consecuencia de un pinchazo en el dedo medio de la mano izquierda, con una aguja que había estado en contacto con el interior de un vial cerrado de  $\text{LuCl}_3$ , con una actividad de 162,5 GBq de  $^{177}\text{Lu}$ .

### MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizaron controles sucesivos de los niveles de contaminación sobre la zona del pinchazo mediante un monitor de contaminación superficial. Antes de la descontaminación, la medida realizada en la mano enguantada resultó un conteo por encima del rango del equipo ( $> 50$  kcps). A continuación el operador se quitó el guante y, después de una descontaminación preliminar, volvió a medir en contacto con el área afectada, lo que dio lugar a un conteo de 34 kcps. Se estableció un programa de vigilancia de la contaminación interna en el CIEMAT, consistente en medidas directas sobre la zona de la herida y medida en cuerpo entero de la actividad transferida a sangre.

### RESULTADOS Y CONCLUSIONES

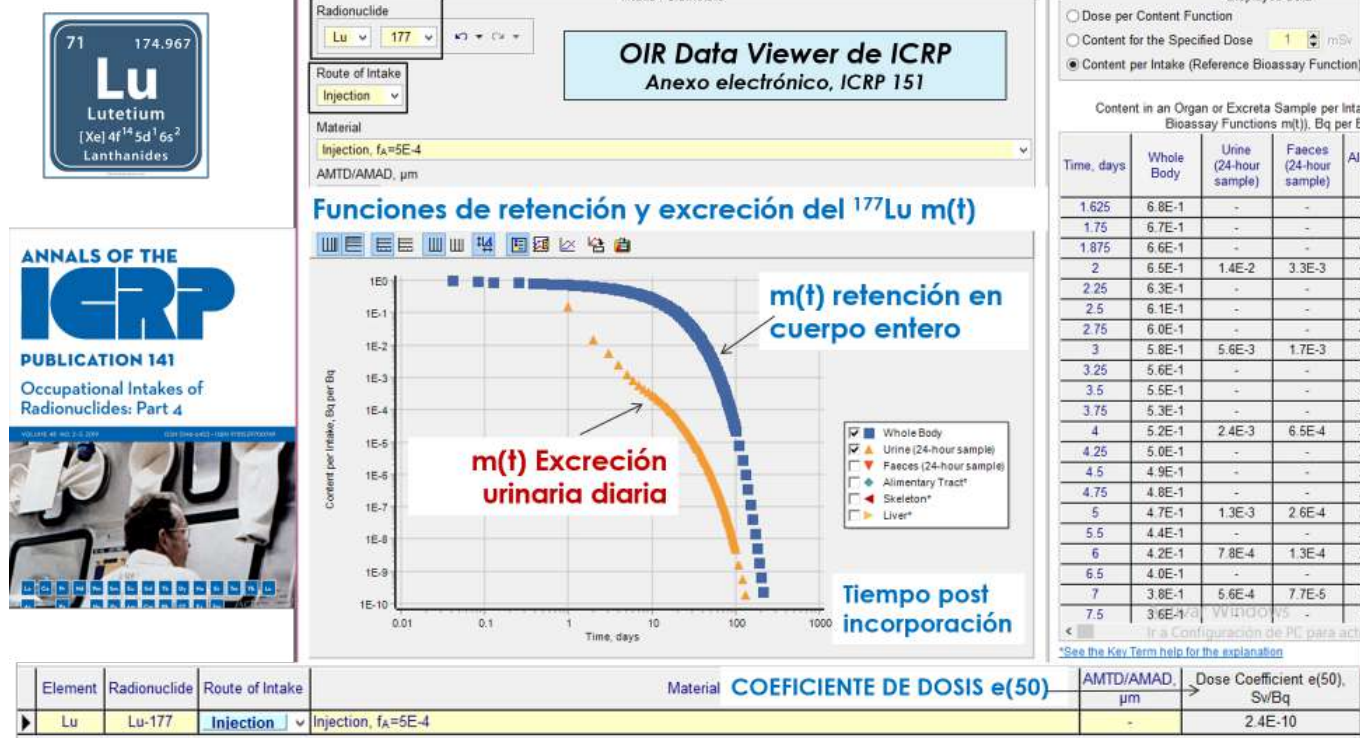
Se realizaron mediciones sobre el pinchazo en el Contador de Radiactividad Corporal (CRC), utilizando 2 detectores de germanio BE Ge a una distancia de 10 cm del dedo dañado, considerando geometría de conteo de fuente puntual. Las actividades obtenidas fueron  $269,6 \pm 43,5$  kBq ( $2\sigma$ ) y  $125,9 \pm 20,4$  kBq ( $2\sigma$ ) de  $^{177}\text{Lu}$  el 12/03/2021 y el 16/03/2021, respectivamente.

Las medidas in vivo del lutecio en el cuerpo entero del trabajador contaminado se realizaron también en el CRC del CIEMAT utilizando un detector NaI(Tl) de gran tamaño. La mano contaminada se protegió con material de plomo para que no interfiriera en el conteo.

El nuevo modelo biocinético OIR ("Occupational Intakes of Radionuclides") de ICRP del Lutecio para inyección se utilizó para la evaluación de la dosis interna. Las fracciones de retención corporal total en los días 3 y 7 después del incidente y el coeficiente de dosis de  $2,4\text{E}-10$  SvBq $^{-1}$  estaban disponibles en el OIR Data Viewer (anexo electrónico) de la Publicación 151 de ICRP. Una dosis efectiva comprometida E(50) de 0,23 mSv se calculó en base a valores de actividad de  $563,0 \pm 93,1$  kBq ( $2\sigma$ ) y  $359,0 \pm 59,5$  kBq ( $2\sigma$ ) de  $^{177}\text{Lu}$  en el cuerpo entero, obtenidos el 12/03/2021 y el 16/03/2021 respectivamente.

La actividad del  $^{177}\text{Lu}$  incorporado a sangre a través de la herida se estimó en 958 kBq. Ambas actividades corporales obtenidas en dos días diferentes confirmaron esta evaluación. Además, se analizaron por espectrometría gamma dos muestras de orina en el Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT. El resultado de la actividad en la segunda muestra es coherente con la excreción esperada de acuerdo a la actividad incorporada estimada a partir de las medidas in vivo en cuerpo entero.

ACPRO realizó los cálculos de dosimetría cutánea, utilizando VARSKIN 4, siendo la dosis equivalente máxima promediada sobre 1 cm $^2$  de piel del orden de 228 mSv. La dosis equivalente en mano se ha estimado 8,8 mSv.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ICRP, 2007. THE 2007 RECOMMENDATIONS OF THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. ICRP PUBLICATION 103. ANN. ICRP 37 (2-4).
- <sup>2</sup> ICRP, 2022. OCCUPATIONAL INTAKES OF RADIONUCLIDES: PART 5. ICRP PUBLICATION 151. ANN. ICRP 51 (1-2).
- <sup>3</sup> ICRP, 2019. OCCUPATIONAL INTAKES OF RADIONUCLIDES: PART 4. ICRP PUBLICATION 141. ANN. ICRP 48(2/3).

## UNA NUEVA DOSIMETRÍA INTERNA OCUPACIONAL DE ICRP PARA EL URANIO

López Ponte, M. A. (1); Sánchez León, J. G. (2); Hernández González, C. (1); Moraleda Chaves, M. (1); Rodríguez Díaz, J. M. (2); Sierra Bercedo, I. (1); Sierra Gil, S. (3); Pérez Fonseca, A. (3); García García, D. (3)  
(1) CIEMAT, (2) Universidad de Salamanca, (3) ENUSA

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA INTERNA

## INTRODUCCIÓN

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) ha publicado en la serie de documentos OIR (Occupational Intakes of Radionuclides) una actualización de los modelos biocinéticos y datos dosimétricos asociados a las exposiciones internas de trabajadores, siendo consistente con las recomendaciones de la Publicación 103 de ICRP. Este trabajo se centra en la aplicación del modelo de uranio OIR de la Publicación 137 de ICRP (OIR Parte 3).

Un mejor conocimiento de los compuestos industriales de uranio permite una mejor caracterización de su absorción en el organismo a partir de las vías respiratorias, clasificando los materiales OIR en Tipos F, M, S, intermedios F/M y M/S y aluminuro de uranio. Las nuevas dosis de OIR para los trabajadores del uranio suponen una reducción respecto a los modelos anteriores de las publicaciones ICRP 78/119 de ICRP, excepto para compuestos tipo S (muy insolubles). Los óxidos de uranio pasan a ser material Tipo M/S con mayor solubilidad, mayor excreción urinaria y menores coeficientes de dosis, resultando dosis comprometidas menores que las calculadas con el sistema dosimétrico anterior.





## MATERIALES Y MÉTODOS

Los modelos de retención/excreción OIR de uranio y los coeficientes de dosis han sido implementados en el código BIOKMOD (<http://oed.usal.es/webMathematica/Biokmod>), una herramienta que permite interpretar los datos de actividad medida en cuerpo o en excretas en términos de incorporación I [Bq] y Dosis Efectiva Comprometida E(50) [Sv].

El CIEMAT y la Universidad de Salamanca han trabajado en la reinterpretación de datos de bioensayos de 100 trabajadores expuestos a largo plazo a la inhalación de óxidos de uranio durante la fabricación de elementos combustibles nucleares con uranio de bajo enriquecimiento.

## RESULTADOS

Las dosis E(50) se reevaluaron utilizando el código BIOKMOD aplicando el nuevo modelo OIR para uranio Tipo M/S, considerando escenarios de incorporación aguda y/o crónica, resultando una reducción de aproximadamente un factor 4 en comparación con dosis anteriores basadas en ICRP 60/78/119.

Además de la aplicación de modelos dosimétricos y de excreción más realistas y una mejor categorización de materiales según la Publicación 137 de ICRP, la fiabilidad de las dosis de uranio puede mejorarse gracias al estudio del fondo natural debido a la dieta realizado en 70 trabajadores nunca expuestos a óxidos de uranio que proporcionaron muestras de orina antes de iniciar la exposición laboral. Se encontraron niveles de fondo de 0,35 mBq d<sup>-1</sup> de <sup>238</sup>U y 0,57 mBq d<sup>-1</sup> de <sup>234</sup>U en la orina, con una proporción de <sup>234</sup>U/<sup>238</sup>U de 1,6.

El uso de datos SAS (Static Air Samplers) puede reducir la incertidumbre asociada al tiempo de incorporación de uranio. Las incorporaciones calculadas históricamente a partir de datos SAS indicaban altas discrepancias con los valores obtenidos con las funciones de retención/excreción de ICRP 78/119, pero valores más cercanos a las incorporaciones obtenidas con el modelo OIR.

## CONCLUSIONES

Aquí se presenta un estudio dosimétrico según el nuevo modelo del uranio de ICRP que permite mejorar la fiabilidad en la estimación de dosis en trabajadores expuestos a la incorporación de óxidos de uranio.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ICRP, 1991. 1990 RECOMMENDATIONS OF THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. ICRP PUBLICATION 60. ANN. ICRP 21 (1-3).
- <sup>2</sup> ICRP, 1997. INDIVIDUAL MONITORING FOR INTERNAL EXPOSURE OF WORKERS (PREFACE AND GLOSSARY MISSING). ICRP PUBLICATION 78. ANN. ICRP 27 (3-4).
- <sup>3</sup> ICRP, 2012. COMPENDIUM OF DOSE COEFFICIENTS BASED ON ICRP PUBLICATION 60. ICRP PUBLICATION 119. ANN. ICRP 41(SUPPL.).
- <sup>4</sup> ICRP, 2007. THE 2007 RECOMMENDATIONS OF THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. ICRP PUBLICATION 103. ANN. ICRP 37 (2-4).
- <sup>5</sup> ICRP, 2017. OCCUPATIONAL INTAKES OF RADIONUCLIDES: PART 3. ICRP PUBLICATION 137. ANN. ICRP 46(3/4).
- <sup>6</sup> INTERNAL DOSIMETRY OF URANIUM WORKERS EXPOSED DURING THE NUCLEAR FUEL FABRICATION PROCESS IN SPAIN. MARÍA ANTONIA LÓPEZ, INMACULADA SIERRA, CAROLINA HERNÁNDEZ, SOLEDAD SIERRA, DANIEL GARCÍA, AGUSTÍN PÉREZ. RADIATION PHYSICS AND CHEMISTRY VOLUME 171, JUNE 2020, 108706

# DESARROLLO DEL LABORATORIO NACIONAL DE METROLOGÍA DE RADÓN

Lombana Rodríguez, M. A. (1); Roteta, M. (1); Crespo, M. T. (1); Navarro, N. (1); Mejuto, M. (1); Peyres, V. (1)  
(1) Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas CIEMAT

PALABRAS CLAVE: RADÓN, ESPECTROMETRÍA ALFA, ÁNGULO SÓLIDO DEFINIDO

## INTRODUCCIÓN

El radón (<sup>222</sup>Rn) es un gas radiactivo generado de forma natural en la desintegración del <sup>238</sup>U presente en la corteza terrestre, suponiendo al inhalarse la mayor fuente de exposición a radiación natural. Se ha comprobado además [1] que representa la segunda causa de cáncer de pulmón a nivel mundial.



El Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes (LMRI-CIEMAT), según el RD 533/1996, es depositario de los patrones nacionales de medida de las unidades derivadas de actividad de radionucleidos. De acuerdo con esto, y ante la inexistencia de patrones primarios de radón en España, se estableció el desarrollo de un laboratorio de metrología de radón que constituya el referente nacional en la materia capaz de colaborar con centros afines nacionales e internacionales.

## MATERIALES Y MÉTODOS

El laboratorio se compone principalmente de dos elementos:

**Patrón primario.-** Sistema de medida de ángulo sólido definido consistente en una fuente de radón conectada a una cámara en vacío a 300K, con un “dedo frío” en su base a 60K donde se condensa el radón debido al gradiente térmico. El ángulo se define mediante un diafragma en la parte superior de la cámara cercano al detector de silicio que detecta las partículas alfa. A partir del espectro obtenido se deduce el valor de la actividad.

**Cámara secundaria.-** Volumen definido con precisión metrológica (3 m<sup>3</sup> a certificar por el Centro Español de Metrología) teniendo control de la temperatura en el que se introduce una concentración conocida de radón procedente del patrón primario para calibrar equipos pasivos de medida.

## RESULTADOS

Se está trabajando en el diseño final de la cámara de vacío del patrón primario con la experiencia previa del LMRI en la medida de ángulo sólido [2] y otros sistemas similares en laboratorios de metrología de radionucleidos [3][4]. Hasta ahora se ha estudiado la incertidumbre asociada al depósito de radón fuera del dedo frío mediante simulaciones de transferencia térmica, y se han evaluado otro número de fuentes de incertidumbre con los datos disponibles.

La cámara secundaria está pendiente de los detalles finales en el diseño para su construcción a lo largo del año 2023.



Esquema del laboratorio de metrología de radón (arriba) y simulación del gradiente térmico en la base de la cámara de medida (abajo).

## DISCUSIÓN

El patrón primario de medida debe cumplir con la incertidumbre relativa en la medida de actividad alcanzado por sus pares (< 1%) para permitir una posterior intercomparación con los mismos, y asegurar la trazabilidad al Sistema Internacional de Unidades.

La cámara secundaria, de igual forma, deberá someterse a diferentes ensayos que garanticen unas condiciones homogéneas para la calibración de los detectores pasivos.

## CONCLUSIONES

El laboratorio de metrología de radón se encuentra actualmente en fase de desarrollo con dos frentes: un patrón primario de medida de actividad de radón condensado y una cámara secundaria de calibración de equipos, de forma que ambos garanticen la trazabilidad de las medidas de actividad de radón realizadas a nivel nacional.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> WHO HANDBOOK ON INDOOR RADON: A PUBLIC HEALTH PERSPECTIVE, GENEVA, WHO (2009)
- <sup>2</sup> GARCIA TORAÑO ET AL., DEFINED SOLID ANGLE COUNTER WITH VARIABLE GEOMETRY. APPLIED RADIATION AND ISOTOPES, VOLUME 66, ISSUES 6–7, JUNE–JULY (2008)
- <sup>3</sup> PICCOLO, ABSOLUTE MEASUREMENT OF RADON 222 ACTIVITY, NUCLEAR INSTRUMENTS AND METHODS IN PHYSICS RESEARCH A 369 (1996)
- <sup>4</sup> SPRING ET AL., ABSOLUTE ACTIVITY MEASUREMENT OF RADON GAS AT IRA-METAS, NUCLEAR INSTRUMENTS AND METHODS IN PHYSICS RESEARCH A 568 (2006) DOI:10.1016/J.NIMA.2006.07.055



# DISEÑO DEL NUEVO CAMPO TÉRMICO BASADO EN PILA DE GRAFITO EN EL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT

Méndez Villafaña, R. (1); Rivera Vázquez, S. (1); Campo Blanco, X. (1)  
(1) CIEMAT

PALABRAS CLAVE: PILA TÉRMICA DE GRAFITO, CAMPO NEUTRÓNICO, METROLOGÍA NEUTRÓNICA

## INTRODUCCIÓN

El Laboratorio de Patrones Neutrónicos del CIEMAT (LPN) es la referencia nacional en metrología neutrónica. En el marco del proyecto de ampliación del LPN, financiado con el Plan de Recuperación, uno de los elementos a incorporar es un campo neutrónico térmico basado en una pila de grafito, que completaría así la oferta del LPN cubriendo desde el rango térmico hasta el rápido. Se desarrollan aquí los estudios realizados para su diseño.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Los campos térmicos generados a partir de pilas de grafito se basan en un bloque cúbico constituido por ladrillos de grafito que alberga en su centro una o varias fuentes neutrónicas, o el blanco de generación de neutrones de un acelerador<sup>1</sup>. Existen diversos diseños adoptados por los laboratorios de metrología neutrónica con esta idea. El grafito actúa como moderador neutrónico para termalizar el espectro rápido original. Así, se rodea todo la pila térmica de un medio absorbente, como polietileno borado, dejando una ventana sin blindar que dará lugar a un canal térmico, enfrente del cual se situarán los equipos calibrar en este campo<sup>2</sup>. Alternativamente, el campo térmico se puede producir en el interior de la pila térmica por dispersiones elásticas, para lo cual se necesita una cavidad<sup>3</sup>. En nuestro caso proponemos una pila térmica que permita ambas configuraciones, con irradiaciones en el canal interno, que aumenta  $\Phi$ , o en el exterior, con un campo térmico más homogéneo.

Mediante simulaciones con MCNP 6.2 se han variado los parámetros principales del bloque de grafito y la posición y tasa de emisión de la fuente de Am-Be para determinar las tasas de fluencias en puntos de la pila, su componente térmica y su homogeneidad.

## RESULTADOS

Consideramos una pila de grafito de 150cm x 150cm x 180cm, una cavidad interna (40cm x 40cm x 50cm) y una fuente de Am-Be, ( $B = 1,1E7s^{-1}$ ) inmersa en el grafito a 45cm de la pared de la cavidad. Se estudian los parámetros de interés en el eje de irradiación, interior de la cavidad y exterior. En el punto central de la cavidad se obtiene  $\Phi = 2,1E3cm^{-2}s^{-1}$  ( $H^*(10) = 180\mu Sv/h$ ), mientras que en un punto situado a 30 cm en el exterior de la pared,  $\Phi = 2,2E2cm^{-2}s^{-1}$  ( $H^*(10) = 29\mu Sv/h$ ). En estas condiciones la proporción de térmicos es del 80 – 84% en el eje de irradiación, por lo que hay que interponer mayor espesor de polietileno, desplazando la fuente. Con 95 y 105cm de espesor el porcentaje de térmicos sería del 98 y 99% respectivamente y, en el centro de la cavidad  $\Phi = 5,5E2$  y  $4,1E2cm^{-2}s^{-1}$ .

## CONCLUSIONES

En el diseño de la nueva pila térmica de grafito del LPN resulta necesario alcanzar un compromiso entre las dimensiones de la pila y el espacio disponible, y las características en cuanto a porcentaje de térmicos, homogeneidad del campo, y tasas de fluencia alcanzadas. La puesta en marcha de este dispositivo, permitirá disponer de un nuevo campo neutrónico térmico puro a unir a los ya existentes.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> J G WILLIAMS<sup>1</sup> AND D M GILLIAM, THERMAL NEUTRON STANDARDS, METROLOGIA 48 (2011) S254–S262
- <sup>2</sup> M. LUSZIK-BHADRA\*, M. REGINATTO, H. WERSHOFEN, B. WIEGEL AND A. ZIMBAL, NEW PTB THERMAL NEUTRON CALIBRATION FACILITY: FIRST RESULTS, RADIATION PROTECTION DOSIMETRY (2014), PP. 1–5
- <sup>3</sup> LENIN E. CEVALLOS-ROBALINO, GONZALO GARCÍA-FERNÁNDEZ, ALFREDO LORENTE, EDUARDO GALLEGOS, HECTOR RENE VEGA-CARRILLO, SVIATOSLAV IBAÑEZ, KAREN A. GUZMÁN-GARCÍA, EXPERIMENTAL CHARACTERIZATION OF FANT, A NEW THERMAL NEUTRON SOURCE, APPLIED RADIATION AND ISOTOPES 167 (2021) 109437



## SERIE RQT, DEFINIDA EN LA NORMA IEC 61267: RESPUESTA DE EQUIPOS ESPECÍFICOS PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Palma Copete, J. D. (1); Pujades Claumarchirant, M. D. C. (1); Sánchez Relucio, J. C. (1); Núñez Pintos, C. E. (1); Pallarés Ripollés, M. (2); Pastor Pérez, D. A. (3)

(1) Centro Nacional de Dosimetría, (2) Fundación Instituto Valenciano de Oncología, (3) Facultad de Física. Universidad de València

PALABRAS CLAVE: CALIBRACIÓN, TC, RQT, RQR, IEC61267, CÁMARA LÁPIZ

### INTRODUCCIÓN

El Laboratorio de Metrología del Centro Nacional de Dosimetría ha ampliado su cartera de servicios, incorporando la Serie RQT para realizar las calibraciones de los equipos utilizados en tomografía computarizada (TC).

El objetivo de este trabajo es la calibración en la citada serie espectral y en una calidad de radiodiagnóstico general de un grupo de equipos específicos para el control de calidad de TC y comprobar su respuesta.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Analizaremos cinco equipos específicos. Tres cámaras de ionización tipo lápiz (CIL), de distintos fabricantes y modelos, y dos detectores semiconductor tipo CT dose profiler (SDP).

Realizamos las calibraciones en las calidades RQT-8, RQT-9 y RQT-10 de la Serie RQT y en la calidad RQR-9 de la Serie RQR, ambas series definidas en la norma IEC 61267[1].

Para cada equipo, tomaremos como calidad de referencia RQT-9, compararemos su factor, o coeficiente, de calibración frente a los factores correspondientes a las otras calidades de la serie RQT y a la calidad RQR-9. Usaremos para este fin el Índice de Compatibilidad (IC) definido como:

$$IC = \frac{\left| (N_{k,Q_i})_j - (N_{k,RQT-9})_j \right|}{\sqrt{U^2 \left( (N_{k,Q_i})_j \right) + U^2 \left( (N_{k,RQT-9})_j \right)}}$$

Donde  $(N_{k,Q_i})_j$  es el factor o coeficiente de calibración del detector "j", para una calidad energética  $Q_i$  y  $U((N_{k,Q_i})_j)$  es la incertidumbre expandida, con un factor de cobertura  $k=2$ , de cada uno de los factores o coeficientes de calibración. Los resultados son compatibles si el IC es inferior a uno.

### RESULTADOS

En la tabla 1.a se muestran los resultados para las CIL: kV, factores o coeficientes de calibración,  $U$  para  $k=2$ , la tasa de kerma con la que se ha realizado cada calibración, la variación ( $\Delta$ ) en la respuesta de cada calibración respecto al valor de referencia (RQT-9), así como el valor del IC:



| Detector CIL-1       |                  |                         |                                      |       |          |      |
|----------------------|------------------|-------------------------|--------------------------------------|-------|----------|------|
| Calidad de radiación | kilovoltaje (kV) | Tasa de kerma (mGy/min) | Factor de calibración                | U     | $\Delta$ | IC   |
| RQT-8                | 100              | 8.5                     | 0.991                                | 0.023 | -0.10%   | 0.03 |
| RQT-9                | 120              | 8.9                     | 0.992                                | 0.023 | ---      | ---  |
| RQT-10               | 150              | 8.2                     | 0.993                                | 0.023 | 0.10%    | 0.03 |
| RQR-9                | 120              | 8.7                     | 0.991                                | 0.023 | -0.10%   | 0.03 |
| Detector CIL-2       |                  |                         |                                      |       |          |      |
| Calidad de radiación | kilovoltaje (kV) | Tasa de kerma (mGy/min) | Coefficiente de calibración (mGy/nC) | U     | $\Delta$ | IC   |
| RQT-8                | 100              | 16.4                    | 8.20                                 | 0.18  | -0.61%   | 0.19 |
| RQT-9                | 120              | 19.3                    | 8.25                                 | 0.19  | ---      | ---  |
| RQT-10               | 150              | 23.4                    | 8.36                                 | 0.19  | 1.33%    | 0.41 |
| RQR-9                | 120              | 42.1                    | 8.35                                 | 0.19  | 1.21%    | 0.37 |
| Detector CIL-3       |                  |                         |                                      |       |          |      |
| Calidad de radiación | kilovoltaje (kV) | Tasa de kerma (mGy/min) | Factor de calibración                | U     | $\Delta$ | IC   |
| RQT-8                | 100              | 15.9                    | 0.952                                | 0.022 | -0.10%   | 0.03 |
| RQT-9                | 120              | 17.8                    | 0.953                                | 0.022 | ---      | ---  |
| RQT-10               | 150              | 21.0                    | 0.960                                | 0.022 | 0.73%    | 0.22 |
| RQR-9                | 120              | 38.8                    | 0.960                                | 0.023 | 0.73%    | 0.22 |

Tabla 1.a. Resultados obtenidos para las cámaras de ionización tipo lápiz.

| Detector SDP-1       |                  |                         |                       |       |          |      |
|----------------------|------------------|-------------------------|-----------------------|-------|----------|------|
| Calidad de radiación | kilovoltaje (kV) | Tasa de kerma (mGy/min) | Factor de calibración | U     | $\Delta$ | IC   |
| RQT-8                | 100              | 15.9                    | 0.953                 | 0.021 | -7.57%   | 2.50 |
| RQT-9                | 120              | 17.8                    | 1.031                 | 0.023 | ---      | ---  |
| RQT-10               | 150              | 21.0                    | 1.163                 | 0.026 | 12.80%   | 3.80 |
| RQR-9                | 120              | 38.8                    | 0.983                 | 0.022 | -4.66%   | 1.51 |
| Detector SDP2        |                  |                         |                       |       |          |      |
| Calidad de radiación | kilovoltaje (kV) | Tasa de kerma (mGy/min) | Factor de calibración | U     | $\Delta$ | IC   |
| RQT-8                | 100              | 15.9                    | 0.869                 | 0.021 | -10.78%  | 3.45 |
| RQT-9                | 120              | 17.8                    | 0.974                 | 0.022 | ---      | ---  |
| RQT-10               | 150              | 21.0                    | 1.133                 | 0.026 | 16.32%   | 4.67 |
| RQR-9                | 120              | 38.8                    | 0.928                 | 0.021 | -4.72%   | 1.51 |

Tabla 1.b. Resultados obtenidos para los detectores semiconductor tipo CT dose profiler.

En la tabla 1.b se muestran los mismos resultados para los SDP.

## DISCUSIÓN

En el análisis de las CIL vemos que la máxima desviación respecto a la calibración de referencia RQT-9 la obtenemos para RQT-10 en la CIL-2 en 1.31 %. El parámetro usado para evaluar la compatibilidad de las calibraciones es el IC, vemos que en todas las calidades y para todas las CIL estudiadas es inferior a 1.

En el análisis de los SDP vemos que las desviaciones respecto a RQT-9 son sustancialmente más elevadas llegando a un máximo de 16.3 % para RQT en el SDP-2. Al evaluar la compatibilidad de las calibraciones con el IC, vemos que en todas las calidades y para todos los SDP estudiados está por encima de 1.

## CONCLUSIONES

A la luz de los resultados obtenidos del IC para las CIL analizadas podemos concluir que las calibraciones en cualquiera de las calidades energéticas estudiadas son compatibles.

No obstante, en el caso de los SDP estudiados todos los valores de IC son superiores a la unidad, por lo que las calibraciones no son compatibles. Esto hace fundamental calibrar dicho tipo de detectores en las calidades más similares a aquellas en las que posteriormente se vayan a utilizar.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> IEC 61267:2005: MEDICAL DIAGNOSTIC X-RAY EQUIPMENT – RADIATION CONDITIONS FOR USE IN THE DETERMINATION OF CHARACTERISTICS.





# DESARROLLO DEL ESPECTRÓMETRO NEUTRÓNICO DE ESFERAS DE BONNER DE RANGO EXTENDIDO DEL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT

Rivera Vázquez, S. (1); Méndez Villafañe, R. (1)  
(1) CIEMAT

PALABRAS CLAVE: NEUTRONES, BSS, ESPECTROMETRÍA

## INTRODUCCIÓN

El Laboratorio de Patrones Neutrónicos del Ciemat (LPN) es la instalación de referencia nacional en la calibración de equipos de medida neutrónica. Una de las líneas de investigación del laboratorio son las medidas ambientales de neutrones de origen cósmico o en entornos de aceleradores para lo cual es necesaria la espectrometría neutrónica.

## MATERIALES Y MÉTODOS

El LPN cuenta con un sistema de esferas de Bonner (BSS) con 12 esferas de polietileno de diferentes diámetros y 2 detectores de He-3 del tipo SP-9, además del sistema de adquisición de datos DSA1000. Con el BSS es posible realizar espectrometría neutrónica hasta 20 MeV. Ante la necesidad de realizar medidas de neutrones mayor energía, se ha ampliado el rango energético del BSS, con la incorporación de dos nuevas esferas que incorporan cortezas internas de Pb, donde se producen reacciones de espalación ( $n,2n$ ) y ( $n,3n$ ), pudiendo llegar así hasta el orden del GeV.

Mediante simulaciones con el código Monte Carlo MCNP6.2 se han diseñado y construido dos esferas auxiliares que consisten de una esfera interior de polietileno, una corteza esférica intermedia de plomo de 1 pulgada de grosor y una corteza exterior de polietileno, teniendo una esfera de 8 pulgadas de diámetro (8+Pb-ext) y una esfera de 12 pulgadas (12+Pb-ext). La matriz respuesta de las nuevas esferas se ha obtenido mediante simulaciones en MCNP6.2. Para ello se han hecho cálculos de las reacciones nucleares producidas en un detector de He-3 (SP9) dentro de ambas esferas, para haces monoenergéticos plano-paralelos de diámetro igual a la esfera, abarcando valores de energía desde  $1 \cdot 10^{-9}$  hasta  $1 \cdot 10^5$  MeV.

También, se ha adquirido una cadena electrónica digital de CAEN, con un preamplificador de 8 canales (modelo A1422), un digitalizador (modelo DT5725) de 8 canales, 14bit y 250MS/s, dos fuentes de alto voltaje y una fuente de alimentación. Se ha completado el sistema con 6 detectores de He-3 (SP-9) adicionales, sumando un total de 8 detectores. De esta forma es posible realizar medidas simultáneas con hasta 8 esferas, pudiendo aplicar este sistema en campos pulsados, entornos de aceleradores o medidas ambientales.

## RESULTADOS

El BSS extendido se ha utilizado en el LPN para realizar medidas con las fuentes de  $^{252}\text{Cf}$  y de Am-Be presentes en el laboratorio, y posteriormente se han realizado medidas ambientales para obtener el espectro neutrónico de origen cósmico. Mediante los programas MAXED y GRAVEL se ha realizado la deconvolución de las medidas realizadas para obtener los espectros neutrónicos de cada uno de los diferentes campos.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> N.J. ROBERTS \*, A. BOSO, INVESTIGATION OF DIGITAL ELECTRONICS FOR THE NPL BONNER SPHERE SPECTROMETER, NUCLEAR INST. AND METHODS IN PHYSICS RESEARCH, A 969 (2020) 163959
- <sup>2</sup> ROBERTO GARCÍA-BAONZA, GONZALO F. GARCÍA-FERNÁNDEZ, LENIN E. CEVALLOS-ROBALINO, EDUARDO GALLEGO, ANALYSIS BY MONTE CARLO METHODS OF THE RESPONSE OF AN EXTENDED-RANGE BONNER SPHERE SPECTROMETER, APPLIED RADIATION AND ISOTOPES 163 (2020) 109196

## UN NUEVO ESPECTRÓMETRO DE NEUTRONES COMO DISPOSITIVO DE TRANSFERENCIA PARA DOSIMETRÍA Y METROLOGÍA

Bedogni, R. (1); Gómez-Ros, J. M. (2); Domingo, C. (3); Pietropaolo, A. (4); Calamida, A. (1); Russo, L. (1)

(1) Laboratori Nazionali di Frascati. INFN, (2) CIEMAT, (3) Universidad Autónoma de Barcelona, (4) Centro de Frascati. ENEA

PALABRAS CLAVE: ESPECTROMETRÍA DE NEUTRONES, TRANSFERENCIA METROLÓGICA, NWES.

### INTRODUCCIÓN

Los usuarios de dispositivos de medición de neutrones pueden requerir una cadena de trazabilidad a los patrones de medición en laboratorios primarios. La trazabilidad se puede lograr mediante calibraciones directas en dichos laboratorios o mediante el uso de dispositivos de transferencia calibrados en ellos [1]. Para laboratorios secundarios que utilizan fuentes de radionúclidos, se puede establecer una trazabilidad razonablemente directa de sus calibraciones a PSDL utilizando fuentes con índices de emisión medidos en laboratorios primarios, utilizando, por ejemplo, la técnica del baño de sulfato de manganeso [2].

Las esferas de Bonner son un instrumento de transferencia espectrométrica válido, pero su portabilidad es limitada. En la última década se desarrolló una nueva clase de espectrómetros de neutrones de moderador único [3]. Estos dispositivos son adecuados para operar como espectrómetros en tiempo real al registrar simultáneamente todos los detectores térmicos en su interior. NWES (Neutron Wide Energy Spectrometer o espectrómetro de energía ancha de neutrones) es un espectrómetro de un solo moderador con una respuesta direccional aguda desarrollado en INFN Italia. Siendo casi insensible al campo disperso, NWES es un candidato muy prometedor para un instrumento de transferencia espectrométrica. Este trabajo presenta el diseño del espectrómetro y las medidas realizadas para validar su respuesta.

### MATERIALES Y MÉTODOS

NWES tiene la apariencia de un cilindro de polietileno con 36 cm de diámetro y 41,5 cm de altura. Seis detectores de neutrones térmicos, basados en diodos de silicio recubiertos con  $^6\text{LiF}$ , están ubicados a diferentes profundidades a lo largo del eje. Una apertura de colimación selecciona solo neutrones de la dirección deseada. Se optimizaron el tamaño, la geometría, los materiales y las ubicaciones de los detectores para enfatizar la capacidad espectrométrica en el rango de energía epitérmico hasta 10-20 MeV, que es de interés para la caracterización de fuentes de neutrones. Ver FIG. 1. La matriz de respuesta, como se muestra en la FIG. 2, es muy similar a la de un conjunto de Esferas de Bonner.

Se han realizado pruebas experimentales para validar la matriz de respuesta NWES utilizando:

- campo de neutrones de referencia de Am-Be, cuyo espectro se determinó mediante espectrometría con Esferas de Bonner;
- campos de neutrones de referencia monoenergéticos en NPL (Reino Unido) a 71,5 keV, 144,2 keV, 565,1 keV, 841,9 keV y 1200,4 keV.

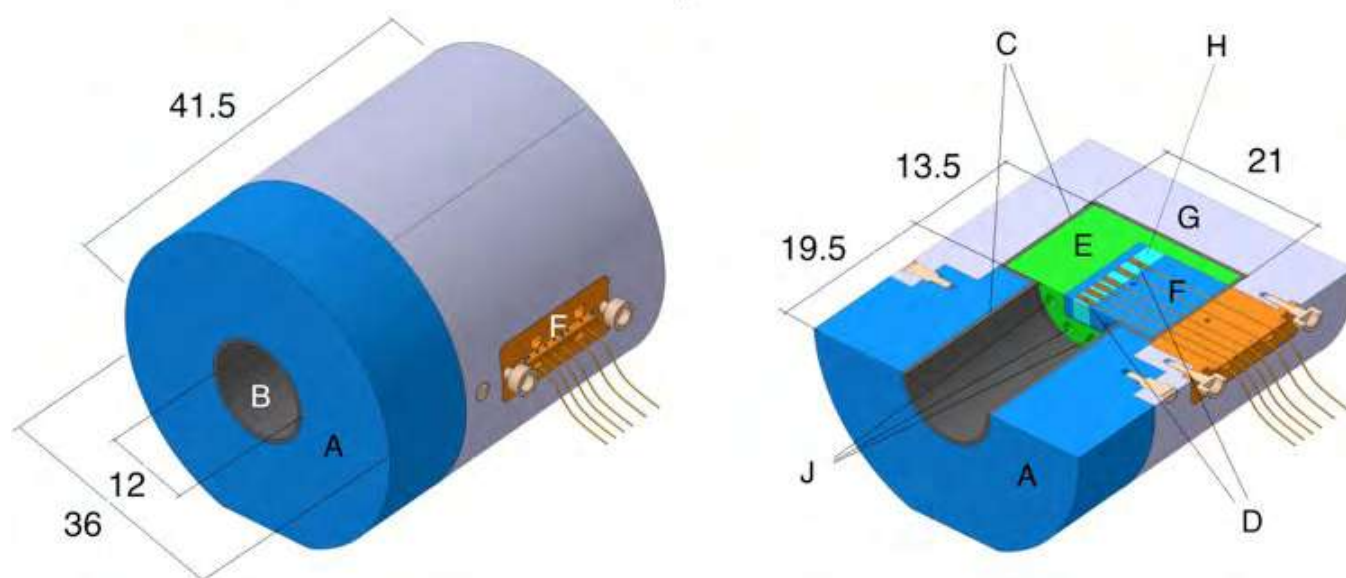


FIG. 1-Estructura interna de NWES.

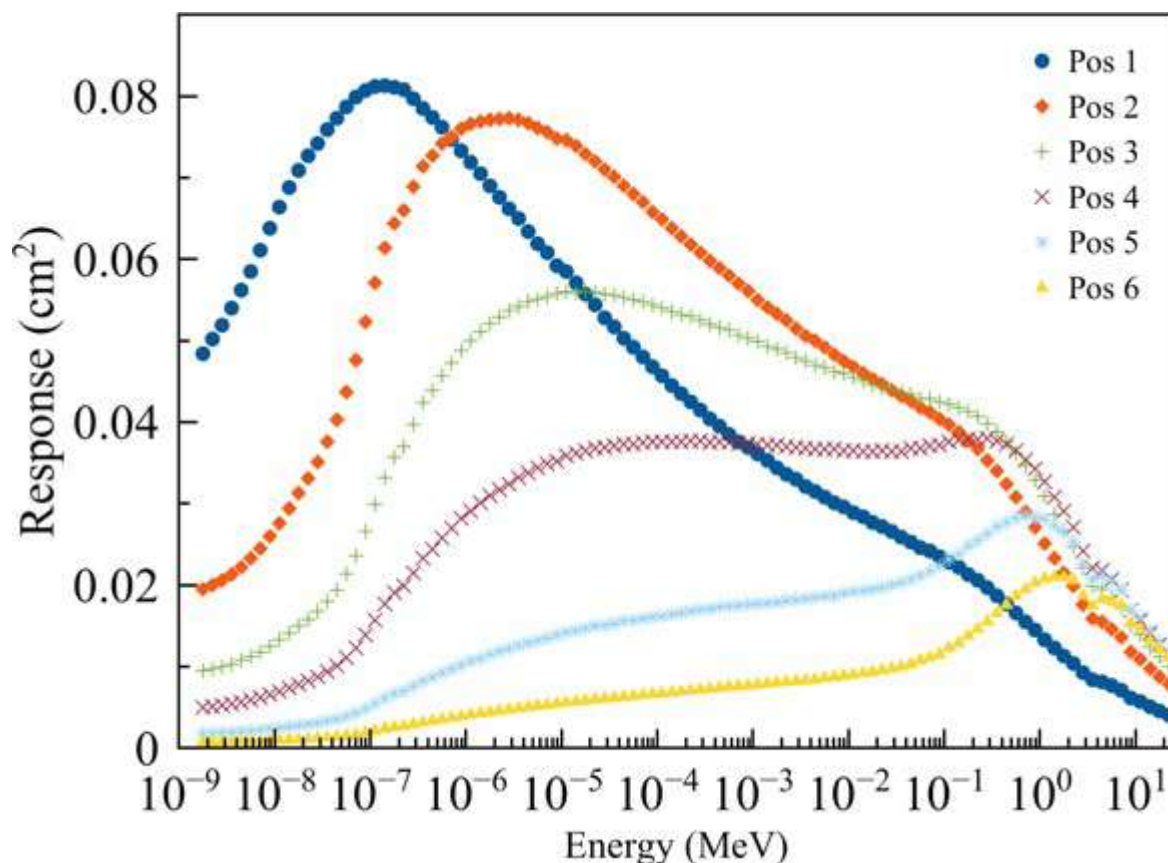


FIG. 2–Matriz respuesta de NWES (Pos 1–Pos 6 identifican respectivamente los detectores más superficial y más profundo).

## RESULTADOS

Los experimentos de validación han mostrado que el modelo computacional de NWES es lo suficientemente preciso como para predecir la fluencia de neutrones con una incertidumbre inferior al 3 % en todo el rango de energía estudiado.

## CONCLUSIONES

El espectrómetro de neutrones direccional, de moderador único, NWES es un candidato muy prometedor para instrumento de transferencia espectrométrica en espectrometría y dosimetría de neutrones. En comparación con las esferas tradicionales de Bonner, ofrece las notables ventajas de ser más portátil, operar con una sola exposición y ser casi insensible a la radiación dispersa.

## REFERENCIAS

- [1] THOMAS D.J., NOLTE, R., GRESSIER, V., 2011. WHAT IS NEUTRON METROLOGY AND WHY IS IT NEEDED? METROLOGIA 48, S225.
- [2] ROBERTS, N.J., MOISEEV, N., KRALIK, M., 2011. RADIONUCLIDE NEUTRON SOURCE CHARACTERIZATION TECHNIQUES. METROLOGIA 48, S239.
- [3] BEDOGNI, R., GÓMEZ-ROS, J.M., BORTOT, D., POLA, A., INTROINI, M.V., ESPOSITO, A., GENTILE, A., MAZZITELLI, G., BUONOMO, B., 2015. NEUTRON SPECTROMETRY FROM THERMAL ENERGIES TO GeV WITH SINGLE-MODERATOR INSTRUMENTS. EUR. PHYS. J. PLUS 130, 24.

## DETERMINACIÓN DEL ESPECTRO DE NEUTRONES EN LA FUENTE TÉRMICA HOTNES MEDIANTE UN SISTEMA DE ESFERAS BONNER CON DETECTORES PASIVOS

Domingo, C. (1); Bedogni, R. (2); Caballero-Pacheco, M. Á. (3); Loreti, S. (4); Gómez-Ros, J. M. (5); Pietropaolo, A. (4)

(1) Universidad Autónoma de Barcelona, (2) Laboratori Nazionali di Frascati. INFN, (3) Departamento de Física. Universidad Autónoma de Barcelona., (4) Centro de Frascati. ENEA, (5) CIEMAT

PALABRAS CLAVE: HOTNES, ESPECTROMETRÍA DE NEUTRONES, CAMPO DE NEUTRONES TÉRMICOS, ESPECTROMETRÍA POR ACTIVACIÓN DE AU.

### INTRODUCCIÓN

La fuente de neutrones térmicos HOTNES (HOMogeneous Thermal NEutron Source), localizada en el centro de investigación de Frascati del ENEA, es representativa de un nuevo tipo de fuentes térmicas basadas en un diseño novedoso [1]. En este tipo de fuentes, los neutrones térmicos se obtienen en una cavidad relativamente grande, por reflexión múltiple en sus paredes de los neutrones rápidos emitidos por una fuente contenida en la misma cavidad, ante la cual se sitúa un objeto (barra de sombra) para evitar la radiación directa. En el caso de HOTNES, se utiliza una fuente de AmB con una intensidad nominal de  $3.5 \times 10^6 \text{ s}^{-1}$  en una cavidad cilíndrica de 30 cm de diámetro y 70 cm de altura con paredes de polietileno, en la que se obtienen valores de fluencia del orden de  $10^3 \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$  [2]. La figura 1 muestra un diagrama esquemático de HOTNES. Este tipo de fuentes permiten la obtención de campos de neutrones térmicos relativamente uniformes, en volúmenes adecuados para la comprobación y calibración de instrumentos de medida, con un coste relativamente bajo y con una construcción sencilla.

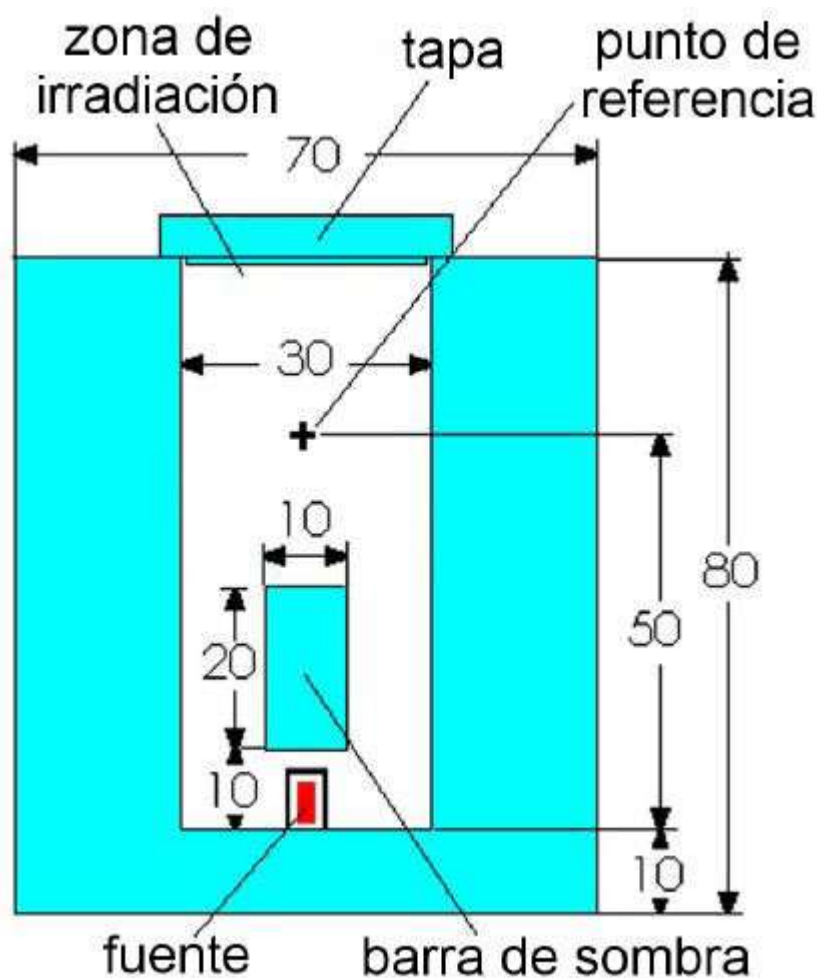


FIGURA 1.- Representación esquemática de HOTNES

### MATERIALES Y MÉTODO

Se ha utilizado el espectrómetro pasivo de esferas Bonner de la UAB para determinar el espectro en el punto de referencia en el interior de la cavidad, así como el valor de las magnitudes dosimétricas integrales (tasa de fluencia total y tasa de equivalente



de dosis ambiental) que caracterizan el campo de neutrones. Se han utilizado las esferas de diámetro 2.5», 3», 4.2», 5», 6», 8» y 10», con una lámina de Au natural (prácticamente 100%  $^{197}\text{Au}$ ) en su centro, de unos 0.3 g, utilizada como detector de activación para neutrones térmicos. La matriz respuesta del espectrómetro relaciona la tasa de fluencia del campo de neutrones con la actividad de saturación del  $^{198}\text{Au}$  obtenido por activación neutrónica del  $^{197}\text{Au}$ . El  $^{198}\text{Au}$  es un emisor beta, con un periodo de semidesintegración de unos 2.7 días, que da origen al  $^{198}\text{Hg}$  que, a su vez, emite radiación gamma inmediata preferentemente de 411.5 keV. Se ha usado un detector de germanio intrínseco de alta pureza (HPGe), convenientemente calibrado en eficiencia, para analizar los fotopicos a 411.5 keV y determinar las actividades de saturación de cada una de las láminas de Au. La deconvolución, utilizando FRUIT [3], de las actividades de saturación de las esferas, lleva a obtener el espectro de neutrones y los valores de las magnitudes dosimétricas integrales.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La figura 2 muestra el espectro de neutrones obtenido en la deconvolución. La tasa de fluencia total es  $(1303 \pm 61) \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$  y la tasa de equivalente de dosis ambiental es  $(128.9 \pm 8.7) \text{ mSv/h}$ . Estos valores son compatibles con los valores de referencia para la fluencia térmica convencional presentados en [2].

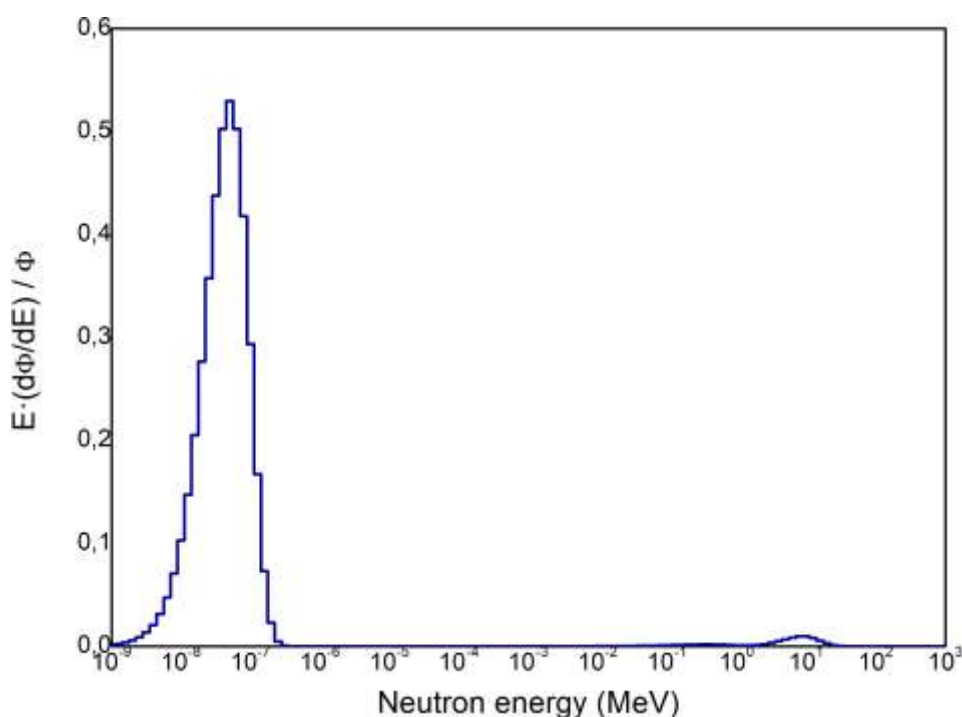


FIGURA 2.- Espectro en el punto de referencia de HOTNES obtenido a partir de las medidas efectuadas con el espectrómetro pasivo de la UAB

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> R. BEDOGNI ET AL., 2017; "THE THERMAL NEUTRON FACILITY HOTNES: THEORETICAL DESIGN". APPL. RAD. ISOT., 127, 68-72.
- <sup>2</sup> R. BEDOGNI ET AL., 2017; "EXPERIMENTAL CHARACTERIZATION OF HOTNES: A NEW THERMAL NEUTRON FACILITY WITH LARGE HOMOGENEITY AREA"; NUCL. INSTRUM. METH. IN PHYS. RES. A, 843, 18-21
- <sup>3</sup> R. BEDOGNI ET AL., 2007; "FRUIT: AN OPERATIONAL TOOL FOR MULTISPHERE NEUTRON SPECTROMETRY IN WORKPLACES"; NUCL. INSTRUM. METH. IN PHYS. RES. A, 580, 1301-1309..



## CARACTERIZACIÓN DE LAS DISTRIBUCIONES DE DOSIS NEUTRÓNICAS EN HACES DE PROTONES ESCANEADOS DE UN PROTEUS ONE

Castro Novais, J. (1); Perez Moreno, J. M. (1); Cerrón Campoo, F. (1); Canals De Las Casas, E. (1); Lorenzo Villanueva, I. (1); Vera Sanchez, J. A. (1); Marquez Parro, R. (1); Mazal, A. (1)

(1) Centro Protonterapia Quirónsalud

PALABRAS CLAVE: PROTONTERAPIA, NEUTRONES, RADIACIÓN DISPERSA

### INTRODUCCIÓN

Las energías utilizadas en Protonterapia producen neutrones dispersos en la sala. El objetivo del trabajo es caracterizar las distribuciones de dosis neutrónicas dispersas en planes estándar.

### MATERIAL Y MÉTODOS

En el sistema de planificación RayStation, se diseñan tres planes de tratamiento. Cada plan de tratamiento se optimiza y calcula para impartir una dosis homogénea de 2 Gy en un volumen cúbico de dosis 10x10x10 cm<sup>3</sup> a tres profundidades distintas de una maniquí cubico de RW3.

- Plan 1(D10cm). Profundidad Isocentro 10 cm. Rango energías: 149.5 – 80 MeV
- Plan 2 (D15cm). Profundidad Isocentro 15 cm. Rango energías: 176.8 – 115.9 MeV
- Plan 3: (D25cm). Profundidad Isocentro 25 cm. Rango energías: 221.7 – 171.4 MeV

Estos planes se irradian con haces escaneados de protones con el sistema Proteus ONE. Mediante un detector de neutrones Wendy-2, se miden las dosis equivalentes ambientales en diferentes puntos de la sala. Se evalúan la variación de dosis con la distancia en un plano perpendicular al haz a la altura del isocentro y la variación de la dosis para a una misma distancia del isocentro variando el ángulo con respecto al eje longitudinal del haz.

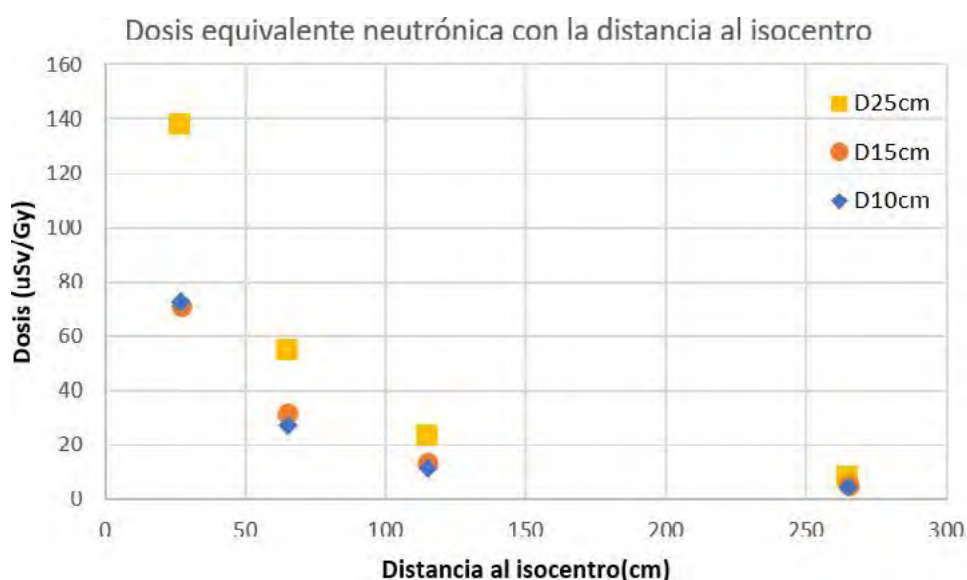


Fig 1. Dosis equivalente medida a diferentes distancias en un plano perpendicular al haz a la altura del isocentro.

Resultados y discusión: En la figura 1 se muestra los valores medidos por gray en el isocentro a diferentes distancias en el plano perpendicular al haz. En el gráfico se observa, por un lado, una fuerte disminución de la dosis con la distancia al isocentro y por otro lado el aumento de la dosis dispersa neutrónica a medida que se aumentan las energías utilizadas, siendo casi el doble en el plan D25cm. Las dosis equivalentes neutrónicas a 115 centímetros del isocentro están en el rango entre 11-23 µSv/Gy en los planes estudiados.

En la figura 2, se muestran los valores medidos a una distancia fija de 115 cm del isocentro en diferentes ángulos con respecto el eje del haz. En la figura se observa el aumento de la dosis neutrónica a medida que nos acercamos al eje del haz y aumenta el valor de las energías del haz.

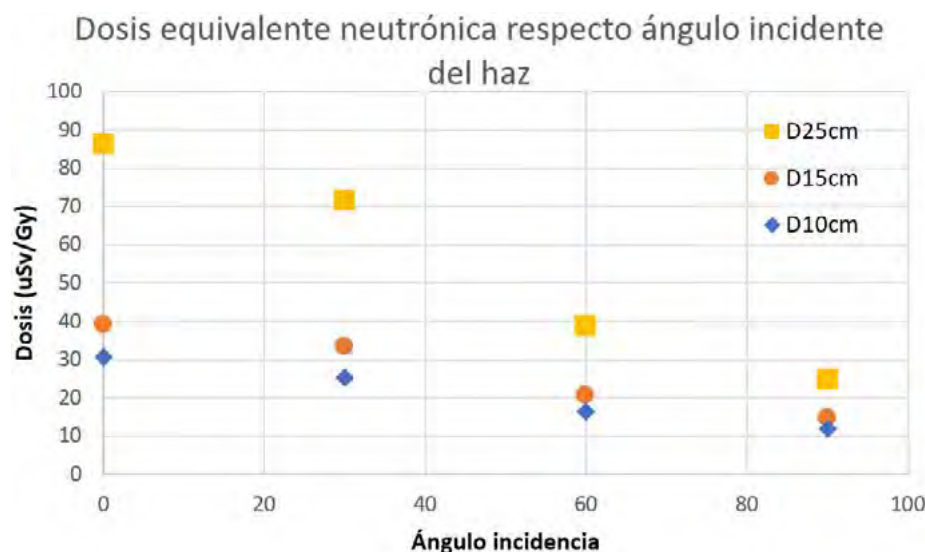


Fig 2. Dosis equivalente medida a misma distancia de 115 cm del isocentro a diferentes ángulos con respecto el eje del haz.

Las dosis neutrónicas medidas en el interior de la sala son muy inferiores a los límites legales para los miembros del público.

#### CONCLUSIONES

Las dosis neutrónicas disminuyen significativamente al aumentar la distancia al isocentro. Las dosis neutrónicas medidas en el interior de la sala no implican la superación de los límites de dosis para miembros del público.

## ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL NO SANITARIA Y TRANSPORTE

### ANÁLISIS DE LOS SUCESOS OCURRIDOS EN EL TRANSPORTE DE MATERIALES RADIATIVOS EN ESPAÑA DESDE 2000 HASTA 2020

Zugazagoitia Hernando, E. (I)  
(I) Consejo De Seguridad Nuclear

PALABRAS CLAVE: TRANSPORTE DE MATERIAL RADIATIVO; SUCESOS; INES; CSN; BULTOS.

#### INTRODUCCIÓN

La legislación española sobre transporte de mercancías peligrosas remite al cumplimiento de una serie de reglamentos internacionales –ADR, RID, IT del OACI e IMDG– basados en las Recomendaciones relativas al transporte de mercancías peligrosas de la ONU y en el Reglamento para el transporte seguro de material radiactivo del OIEA. Se trata de los siguientes:

Además de la citada normativa, el CSN ha publicado una serie de instrucciones (IS), que son normas técnicas de carácter vinculante, que incluyen disposiciones que se aplican a la notificación de sucesos (IS-42) y de no conformidades (IS-34) en el transporte de material radiactivo.

Este trabajo presenta los aspectos fundamentales de los análisis llevados a cabo de los 100 sucesos acontecidos en el periodo comprendido entre los años 2000 y 2020.

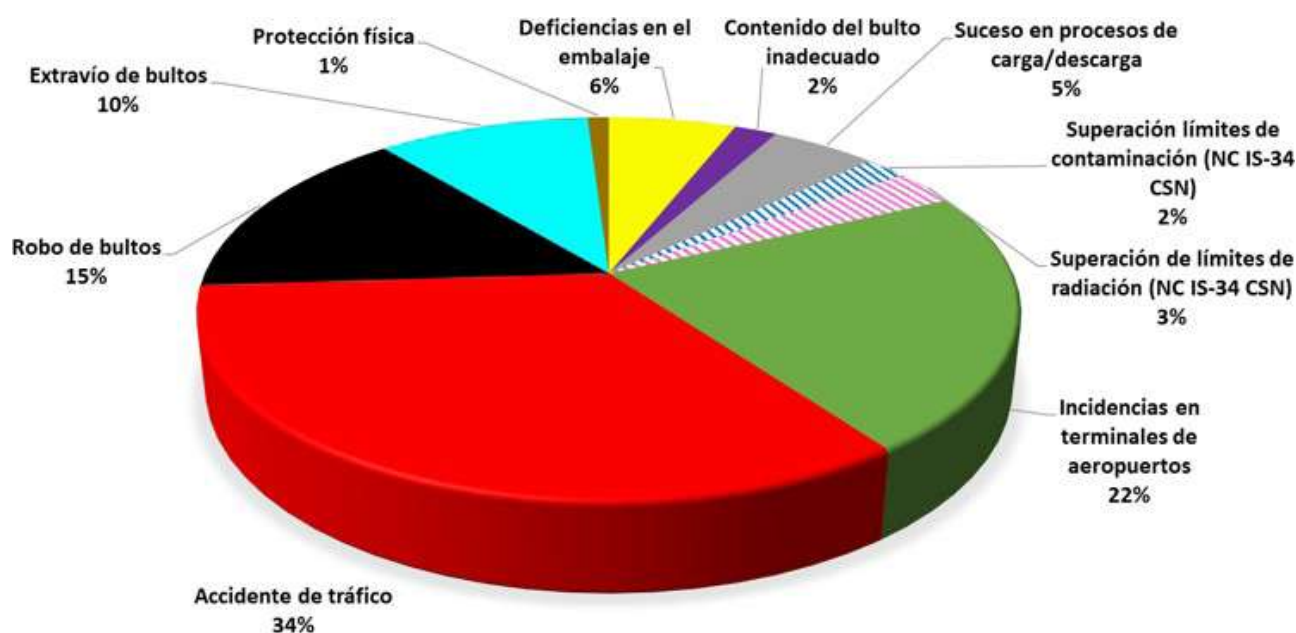
#### MATERIAL Y MÉTODOS

Para facilitar la gestión de las actividades reguladoras relacionadas con el transporte de material radiactivo, el CSN ha utilizado la aplicación informática Gestión de transportes. Esta aplicación corporativa dispone de una base de datos sobre Gestión de incidencias en la que se registra toda la información asociada a cada suceso ocurrido en el transporte de material radiactivo.



## RESULTADOS

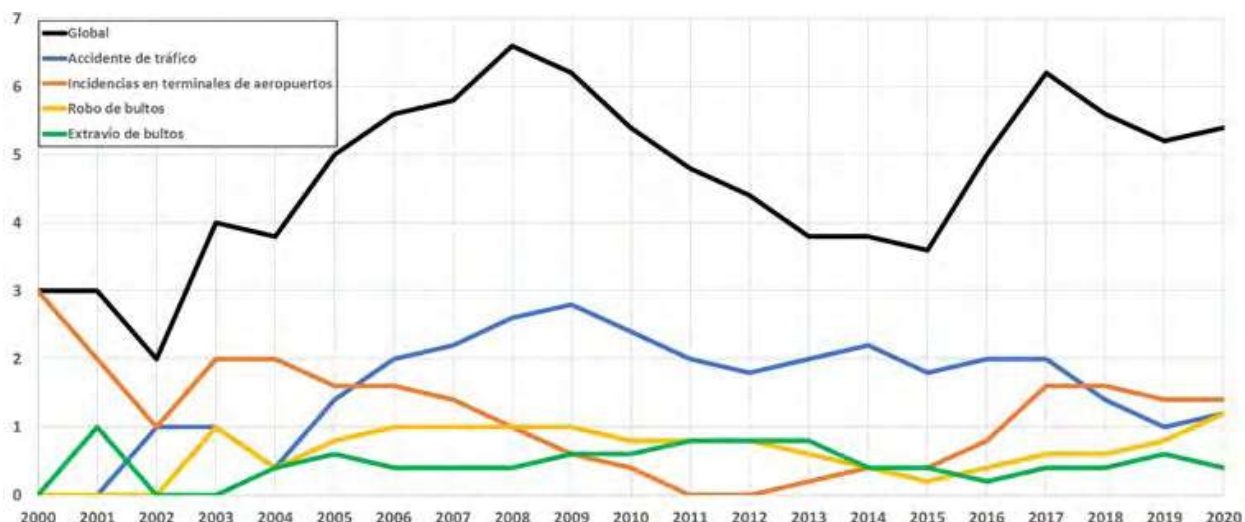
- El valor medio de sucesos por año es aproximadamente de 5, que supone un índice de sucesos/nº de envíos anuales inferior a  $5 \times 10^{-5}$ .
- Ningún suceso ha superado el nivel 1 (anomalía) de acuerdo con los criterios de la escala INES del OIEA, clasificándose el 76% como de nivel 0.
  - Los sucesos más frecuentes son los accidentes de tráfico.
  - La mayoría de los sucesos involucran a bultos del tipo A que transportan radiofármacos.
- En ninguno de los sucesos se produjo daños a las personas derivados de la irradiación o contaminación, manteniéndose los valores de dosis recibidas por debajo de los límites de dosis anuales reglamentarios.



**Proporción de cada clase de suceso en el periodo 2000-2020**

## CONCLUSIONES

- La base de datos sobre Gestión de Transportes utilizada en el CSN, considerada como buena práctica en el informe final de la misión IRRS realizada por el OIEA a España en 2018, constituye una herramienta fundamental en la gestión de todas las actividades reguladoras relacionadas con el transporte de material radiactivo, entre ellas la gestión de los sucesos.
- El incremento de la acción inspectora sobre las actividades donde ocurren más sucesos, junto al desarrollo por el CSN de normativa reguladora específica ha contribuido a una mejora no solo en cuanto a la disminución de los sucesos, sino también en relación con su gestión.



## Tendencias de los sucesos más significativos en el periodo 2000-2020. Media móvil a 5 años

- El enfoque graduado de los requisitos que deben satisfacer los embalajes se muestra eficaz como herramienta para garantizar la seguridad del contenido de los bultos y por extensión de las personas y el medio ambiente.
- La comparación de los resultados de los análisis de los sucesos ocurridos en España con respecto a otros estudios relevantes realizados en el ámbito internacional refleja un escenario similar, tanto en las características como en las consecuencias de los sucesos.

## REFERENCIAS

- [1] SERVICIO INTEGRADO DE REVISIÓN REGULADORA (IRRS) Y SERVICIO INTEGRADO DE REVISIÓN PARA PROGRAMAS DE GESTIÓN DE RESIDUOS RADIATIVOS Y COMBUSTIBLES GASTADO, DE CLAUSURA Y DE RESTAURACIÓN (ARTEMIS). MISIÓN COMBINADA A ESPAÑA. MADRID, 14 A 26 DE OCTUBRE DE 2018. IAEA-NS-IRRS-2018/06.
- [2] INSTRUCCIÓN IS-34, DE 18 DE ENERO DE 2012, DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, SOBRE CRITERIOS EN RELACIÓN CON LAS MEDIDAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, COMUNICACIÓN DE NO CONFORMIDADES, DISPONIBILIDAD DE PERSONAS Y MEDIOS EN EMERGENCIAS Y VIGILANCIA DE LA CARGA EN EL TRANSPORTE DE MATERIAL RADIATIVO.
- [3] INSTRUCCIÓN IS-42, DE 26 DE JULIO DE 2016, DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, POR LA QUE SE ESTABLECEN LOS CRITERIOS DE NOTIFICACIÓN AL CONSEJO DE SUCESOS EN EL TRANSPORTE DE MATERIAL RADIATIVO.
- [4] ANÁLISIS DE LOS SUCESOS OCURRIDOS EN EL TRANSPORTE DE MATERIALES RADIATIVOS EN ESPAÑA DESDE 2000 HASTA 2020. CSN ODE-06.01, 2022.
- [5] INES. ESCALA INTERNACIONAL DE SUCESOS NUCLEARES Y RADIOLÓGICOS. MANUAL DEL USUARIO. EDICIÓN DE 2008. ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, VIENA, 2010.
- [4] REGLAMENTO PARA EL TRANSPORTE SEGURO DE MATERIALES RADIATIVOS (EDICIÓN DE 2018). N° SSR-6 (REV.1). ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, VIENA, 2019.
- [10] ACUERDO EUROPEO SOBRE TRANSPORTE INTERNACIONAL DE MERCANCÍAS PELIGROSAS POR CARRETERA (2021)
- [11] REGLAMENTO RELATIVO AL TRANSPORTE INTERNACIONAL DE MERCANCÍAS PELIGROSAS POR FERROCARRIL (2021).
- [12] INSTRUCCIONES TÉCNICAS PARA EL TRANSPORTE SEGURO DE MERCANCÍAS PELIGROSAS POR VÍA AÉREA (2021-2022).
- [13] CÓDIGO MARÍTIMO INTERNACIONAL DE MERCANCÍAS PELIGROSAS (2018).
- [20] REAL DECRETO 387/1996, DE 1 DE MARZO, POR EL QUE SE APRUEBA LA DIRECTRIZ BÁSICA DE PLANIFICACIÓN DE PROTECCIÓN CIVIL ANTE EL RIESGO DE ACCIDENTES EN LOS TRANSPORTES DE MERCANCÍAS PELIGROSAS POR CARRETERA Y FERROCARRIL.
- [21] REAL DECRETO 97/2014, DE 14 DE FEBRERO, POR EL QUE SE REGULAN LAS OPERACIONES DE TRANSPORTE DE MERCANCÍAS PELIGROSAS POR CARRETERA EN TERRITORIO ESPAÑOL.



## PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OCUPACIONAL EN EL CENTRO DE LÁSERES PULSADOS

Cives Fernández, A. M. (1); Álvarez Pastor, J. M. (1); Romero Gutiérrez, A. M. (3); Rodríguez Jimenez, R. (3)

(1) Centro de Láseres Pulsados (CLPU), (2) CIEMAT

### INTRODUCCIÓN

El Centro de Láseres Pulsados Ultracortos y Ultrainensos (CLPU) es la Infraestructura Científico Técnica Singular (ICTS) española especializada en láseres de alta potencia. El CLPU es el primer centro de nuestro país en llegar a intensidades tan extremas que los fenómenos originados en la interacción de la luz del láser con la materia hacen necesario considerar el riesgo de exposición a radiaciones ionizantes. Actualmente, el CLPU dispone de una instalación radiactiva de 2ª Categoría autorizada por el CSN con fines de investigación.

En la sala de experimentación del CLPU se realizan operaciones en las cuales existe riesgo láser y/o riesgo de exposición a radiaciones ionizantes. Cuando la energía del haz láser VEGA es atenuado hasta un nivel de seguridad, en la sala de experimentación únicamente existe riesgo láser (operación con láser). Sin embargo, cuando el haz del láser VEGA no se encuentra atenuado, pueden darse las condiciones para producir radiación ionizante (operación con láser a alta potencia).

En este trabajo presentamos las medidas de dosis  $H^*(10)$  registradas cuando se opera con el acelerador láser-plasma VEGA-3 con valores de energías próximos al valor de seguridad adoptado en la instalación. El objetivo es medir las dosis ocupacionales que recibirían los trabajadores cuando se operase con dichos valores.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Acelerador láser-plasma VEGA-3 del CLPU, con una energía nominal a la salida del compresor de 30 Julios.

Monitores de área activos en el interior de la sala de experimentación del CLPU para garantizar la seguridad y la protección radiológica cuando se opera con el haz láser VEGA sin atenuar, que miden continuamente los niveles de radiación dando una señal de aviso o corte si se superan los niveles establecidos.

Detectores de termoluminiscencia pasivos hipersensibles GR-200 (LiF:Mg,Cu,P) proporcionados por el CIEMAT, cuyo límite de detección se sitúa en torno al  $\mu\text{Sv}$ , lo que los hace especialmente válidos para dosimetría ambiental y de área.

Para el estudio se realiza la operación habitual del acelerador láser-plasma VEGA-3, con blanco sólido, y diferentes valores de energía próximos al valor de seguridad fijado en la instalación.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se tienen medidas de  $H^*(10)$  proporcionadas por los detectores activos y pasivos, emplazados en una posición próxima a la localización de la fuente generadora de radiación. Se obtiene una estimación de los valores de dosis generados por disparo en la configuración estudiada.

### CONCLUSIONES

Las dosis ocupacionales que se han medido ponen de manifiesto que no es necesaria la clasificación del personal como «trabajadores profesionalmente expuestos» para trabajar en las condiciones de este estudio. Se prevé ampliar el estudio a un mayor número de configuraciones de energía en VEGA-3, así como la realización de medidas en operación a baja energía con la línea VEGA-2.

## CÁLCULOS DE BLINDAJE PARA EL DISEÑO DE NUEVAS LÍNEAS DE LUZ EN EL SINCROTRÓN ALBA

García Fusté, M. J. (1); Gutiérrez Neira, C. (1); Alcobendas García, J. A. (1)

(1) Sincrotrón ALBA-CELLS

PALABRAS CLAVE: DISEÑO DE BLINDAJE, SIMULACIÓN MONTE CARLO, FLUKA, LÍNEA DE LUZ, RADIACIÓN SINCROTRÓN

### INTRODUCCIÓN

ALBA genera electrones en un LINAC que se inyectan en un anillo Booster que aumenta su energía hasta 3 GeV. Este haz se almacena en segundo anillo (Storage Ring) donde emite radiación sincrotrón al pasar por imanes dipolares o por Dispositivos



de Inserción (ID). El Booster y el Storage Ring están ubicados dentro del mismo edificio de hormigón llamado Túnel. El LINAC está ubicado en un edificio de hormigón separado llamado Bunker. La luz sincrotrón se extrae tangencialmente al SR y se transfiere por un Front End (FE). Finalmente es recibida en las Líneas de luz, fuera del Túnel. Las líneas de luz tienen elementos ópticos que permiten filtrar y ajustar las características de la luz sincrotrón a las requeridas para la técnica analítica a realizar. En este proceso se produce radiación dispersa y por tanto los elementos ópticos se rodean de estructuras de blindaje llamadas cabina óptica (OH) y cabina experimental (EH).

El trabajo detalla la metodología utilizada para el diseño de los elementos de blindaje de las líneas de luz de ALBA. Los cálculos mediante el código Monte Carlo FLUKA tienen como objetivo establecer los requisitos que garantizan una tasa de dosis  $\leq 0,5 \mu\text{Sv/h}$  en el exterior del blindaje. En concreto, se cuantifica la dosis total producida por las diferentes fuentes de radiación en cada uno de los modos de operación concretos de cada Línea de Luz.

## MATERIALES Y METODOLOGÍA

Para el cálculo se parte de una geometría simplificada representativa de las estructuras de blindaje y de los primeros componentes ópticos que han de recibir la radiación sincrotrón (FIGURA 1). La fuente primaria de radiación es la propia radiación sincrotrón generada por el Dispositivo de Inserción de la línea de luz. El espectro energético de estos fotones se determina mediante códigos analíticos. También se considera la contribución del gas bremsstrahlung generado al interaccionar el haz de electrones del SR con el gas residual presente en la cámara de vacío del ID.

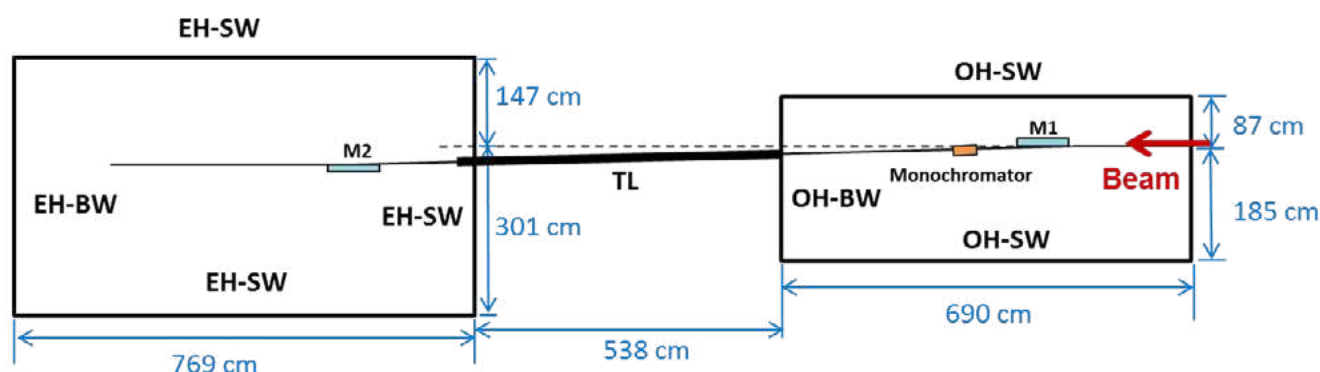


FIGURA 1: Geometría de XAIRA

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los espesores necesarios de los elementos estructurales dependen de los parámetros y del diseño de la línea de luz, en particular, de la distancia entre la cámara de vacío y la pared de la cabina. Para las OH son necesarios espesores del orden del cm en plomo. Las cabinas experimentales requieren en general de espesores mucho menores, siendo suficiente con el propio espesor de acero de la cámara de vacío en algunas líneas de rayos X blandos. Además, son necesarios colimadores y obturadores de haz, para evitar que una cantidad importante de radiación dispersa pueda escapar de la OH a través de la cámara de vacío que permite llevar el haz hacia la muestra.

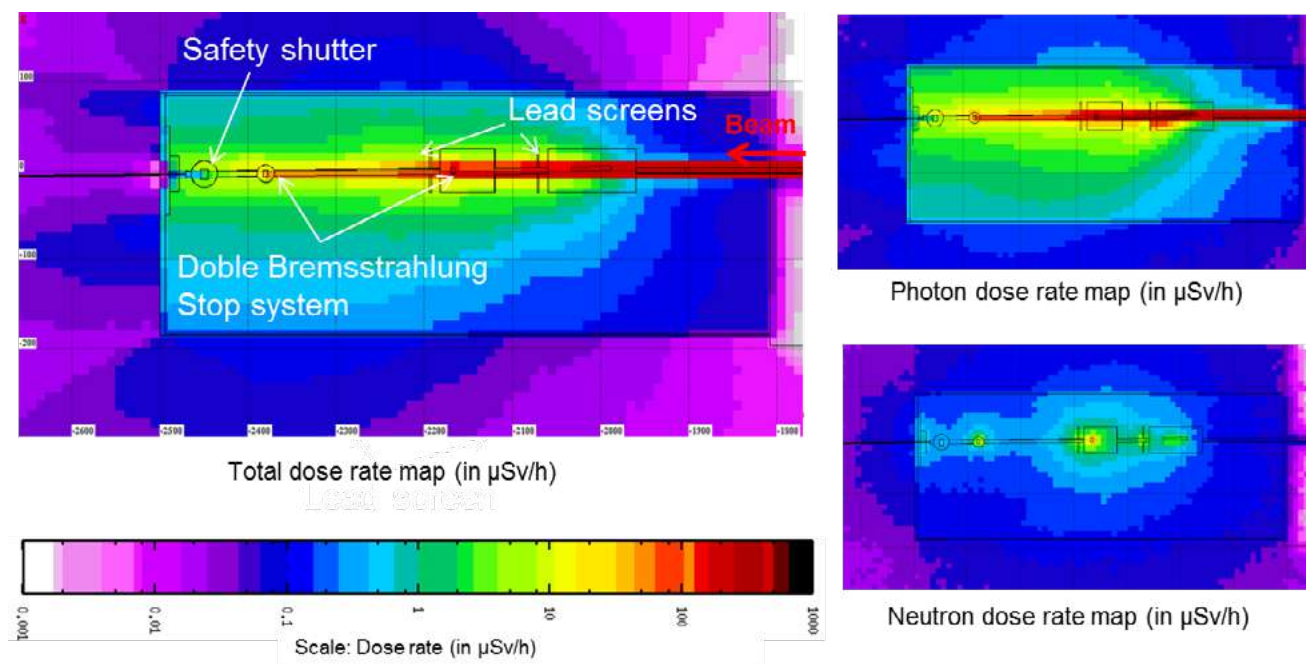


FIGURA 2: Tasa de dosis de XAIRA

## CONCLUSIÓN

Esta contribución detalla la metodología utilizada para el diseño de blindaje de nuevas líneas de luz en el Sincrotrón ALBA. Los resultados contienen los resultados del mapa de dosis obtenidos a través de las simulaciones realizadas con FLUKA explicando la especificidad de cada línea de luz.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> "THE FLUKA CODE: DESCRIPTION AND BENCHMARKING" G. BATTISTONI, S. MURARO, P.R. SALA, F. CERUTTI, A. FERRARI, S. ROESLER, A. FASSO<sup>`</sup>, J. RANFT, PROCEEDINGS OF THE HADRONIC SHOWER SIMULATION WORKSHOP 2006, FERMILAB 6—8 SEPTEMBER 2006, M. ALBROW, R. RAJA EDS., AIP CONFERENCE PROCEEDING 896, 31-49, (2007)
- <sup>2</sup> "FLUKA: A MULTI-PARTICLE TRANSPORT CODE" A. FERRARI, P.R. SALA, A. FASSO<sup>`</sup>, AND J. RANFT, CERN-2005-10 (2005), INFN/TC\_05/11, SLAC-R-773
- <sup>3</sup> GAS BREMSSTRAHLUNG CONSIDERATIONS IN THE SHIELDING DESIGN OF THE ADVANCED PHOTON SOURCE SYNCHROTRON RADIATION BEAM LINES, NISY E. IPE, ALBERTO FASSO, SLAC-PUB-6452
- <sup>4</sup> IMPACT OF GAS BREMSSTRAHLUNG ON SYNCHROTRON RADIATION BEAMLINE SHIELDING AT THE ADVANCED PHOTON SOURCE, NISY E. IPE, ALBERTO FASSO SLAC-PUB-6410
- <sup>5</sup> SHIELDING OF BEAMLINES AT ALBA: COMPARISON BETWEEN DIFFERENT TYPES OF BREMSSTRAHLUNG, P. BERKVEN. ALBA INTERNAL REPORT.
- <sup>6</sup> COMPARISON OF DESIGN AND PRACTICES FOR RADIATION SAFETY AMONG FIVE SYNCHROTRON RADIATION FACILITIES, JAMES C. LIU, SAYED H. ROKNI, YOSHIHIRO ASANO, WILLIAM R. CASEY, RICHARD J. DONAHUE, P.K. JOB, SLAC-PUB-11139



## ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

### ESTUDIO DE LA PROTECCIÓN CONTRA LA INHALACIÓN DE LOS DESCENDIENTES DEL RADÓN MEDIANTE EL USO DE MASCARILLAS FACIALES

Verdú Martín, G. (1); Martínez, J. E. (1); Juste Vidal, B. (1)

(1) Instituto Universitario de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental (ISIRYM)

PALABRAS CLAVE: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA; INHALACIÓN; DOSIS; DESCENDIENTES; RADÓN; MASCARILLA

#### INTRODUCCIÓN

La exposición al radón es la segunda causa ambiental de cáncer de pulmón, por lo que encontrar formas de reducir la dosis por inhalación de radón es un objetivo prioritario. La dosis por inhalación se calcula considerando dos contribuciones, el gas radón por un lado y su progenie por otro. En este trabajo se estudia la eficacia de las mascarillas faciales (mascarillas quirúrgicas, FFP2 y FFP3) para reducir la contribución de los descendientes del radón que pasan a las vías respiratorias y reducir así las dosis por inhalación asociadas.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Para analizar el potencial de filtración de radón de estas mascarillas, se ha utilizado el monitor continuo SmartCAM de Ultraelectronics. El monitor es capaz de realizar una espectrometría alfa de los polonios 218Po, 214Po y 212Po, (este último descendiente del torón). También se ha empleado un monitor de radón RadonScout.

Para efectuar las medidas se dejó la SmartCAM midiendo en un bunker subterráneo durante 5 horas sin mascarilla y después otras 5 horas con mascarilla; esto se repitió 3 veces con cada una de los tres tipos de mascarillas estudiadas. Durante todo el proceso, el RadonScout midió la concentración de radón en el bunker simultáneamente.

Para analizar los datos se desarrollan dos algoritmos: el primero usa los datos de cuentas registradas del 218Po el 214Po para calcular el PAEC, realizando una corrección por la presencia de torón. El segundo algoritmo desarrollado en Matlab® emplea la función de minimización de errores para calcular las concentraciones de los emisores beta 214Pb y 214Bi y una vez obtenidas, permite calcular la EEC.

#### RESULTADOS

El valor medio de la concentración de radón durante todo el proceso fue de  $417.4 \pm 83$  Bq/m<sup>3</sup>.

En la siguiente tabla 1 se resumen los resultados obtenidos con la aplicación del primer algoritmo.

|                       | A <sup>218</sup> Po en el filtro (cps) | A <sup>214</sup> Po en el filtro (cps) | PAEC (MeV/m <sup>3</sup> ) | EEC del PAEC (Bq/m <sup>3</sup> ) | Dosis (mSv) |
|-----------------------|----------------------------------------|----------------------------------------|----------------------------|-----------------------------------|-------------|
| Sin mascarilla        | 3.23±0.48                              | 3.11±0.49                              | 719113±56908               | 22.05±2.56                        | 1.7         |
| Mascarilla quirúrgica | 0.34±0.10                              | 1.77±0.92                              | 118674±53091               | 3.42±1.53                         | 0.62        |
| FFP2                  | 0.11±0.05                              | 0.6±0.25                               | 40252±12492                | 1.16±0.36                         | 0.5         |
| FFP3                  | 0.05±0.02                              | 0.31±0.15                              | 20820±3470                 | 0.6±0.1                           | 0.47        |

En la tabla 2 se resumen los resultados obtenidos con el segundo algoritmo.

|                       | $C_{Po218}^{Aire}$ (Bq/m <sup>3</sup> ) | $C_{Pb214}^{Aire}$ (Bq/m <sup>3</sup> ) | $C_{Bi214}^{Aire}$ (Bq/m <sup>3</sup> ) | EEC del algoritmo de minimización (Bq/m <sup>3</sup> ) | Dosis (mSv) |
|-----------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|--------------------------------------------------------|-------------|
| Sin mascarilla        | 56.78±10.69                             | 30.01±12.68                             | 3.25±1.28                               | 22.66±7.59                                             | 1.69        |
| Mascarilla quirúrgica | 7.02±1.59                               | 4.13±2.08                               | 1.81±1.31                               | 3.4±1.1                                                | 0.62        |
| FFP2                  | 3.3±1.8                                 | 1.7±0.9                                 | 0.7±0.5                                 | 1.48±0.78                                              | 0.52        |
| FFP3                  | 1.28±1.02                               | 0.71±0.55                               | 0.44±0.03                               | 0.64±0.63                                              | 0.47        |



## DISCUSIÓN

En los datos presentados se puede apreciar cómo hay una importante disminución en la dosis por inhalación, incluso utilizando mascarillas quirúrgicas. El uso de mascarilla podría usarse como medio de mitigación de la dosis por inhalación en determinados lugares de trabajo.

## CONCLUSIONES

Tomando como referencia el PAEC estimado sin mascarilla, se observa una importante reducción en los valores del PAEC tras pasar el aire a través de los diferentes tipos de mascarilla; 84,4% para la mascarilla quirúrgica, 94,7% para FFP2 y 97% para FFP3. De acuerdo con esto, también se evidencia una reducción de la dosis por inhalación, obteniéndose una reducción del 64% para la mascarilla quirúrgica, 71% para la FFP2 y 72% para la FFP3.

# MODELOS DISPONIBLES PARA ESTIMAR LA CONCENTRACIÓN DE RADÓN EN INTERIORES CONSIDERANDO LA CONTRIBUCIÓN DE LOS MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN

Real Gallego, A. (1); Dvorzhak, A. (1); Ielsch, G. (2); Caplin, H. (2); Mansouri, N. (2); Di Carlo, C. (3); Nuccetelli, C. (3); Venoso, G. (3); Bochicchio, F. (3); Maiorana, A. (3); Collignan, B. (4); Diallo, T. (4)

(1) CIEMAT, (2) IRSN, (3) ISS, (4) CSTB

**PALABRAS CLAVE:** RADÓN, MODELOS MATEMÁTICOS, MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN, INTERIOR DE EDIFICIOS

El proyecto europeo RadoNorm\* tiene como objetivo reducir significativamente las incertidumbres científicas, sociales y técnicas en todos los pasos del ciclo de gestión del riesgo de la radiación para situaciones de exposición al radón y a NORM (<https://www.radonorm.eu/>).

La concentración de la actividad del radón en interiores es el resultado de complejos procesos con diferentes fuentes, como el suelo, los materiales de construcción, el gas y el suministro de agua. El material de construcción es, en promedio, la segunda fuente más importante de radón, después del suelo debajo del edificio, que contribuye a la concentración de radón en el interior.

La estimación de la contribución de los materiales de construcción a la concentración de radón en interiores puede realizarse a partir de la medida de concentración de radón o su exhalación, o mediante modelización matemática de los mecanismos que rigen la generación de radón y su posterior migración a los espacios interiores. Una mejor comprensión de los fenómenos que subyacen a estos procesos puede tener un gran impacto en la selección de materiales de construcción y técnicas constructivas, y en la elección de la mejor aproximación para la prevención o remediación según el escenario considerado.

En este contexto, un objetivo específico de RadoNorm es implementar un modelo que permita estimar la contribución de la exhalación de radón de los materiales de construcción que contienen NORM. Dicho modelo, permitirá una mejor estimación de la contribución de dichos materiales a la exposición del público y de los trabajadores al radón.

Se ha realizado una revisión bibliográfica sistemática de los modelos existentes para estimar las concentraciones de radón en interiores, con un enfoque en la contribución de los materiales de construcción. Los modelos se han ordenado en tres grupos de acuerdo con la complejidad de los procesos modelados:

- Modelos analíticos para la estimación de la tasa de exhalación de radón de los materiales de construcción y/o la contribución correspondiente a la concentración de radón en interiores.
- Modelos de compartimentos con parámetros dependientes del tiempo para la estimación de la concentración de radón en interiores resultante de todas las fuentes (incluidos los materiales de construcción). Estos modelos consideran cambios en las condiciones meteorológicas (temperatura, humedad, viento, gradientes de presión) y cómo afectan a la concentración de radón en interiores. Los modelos se presentan mediante ecuaciones diferenciales ordinarias y se diseñan de forma que pueden incluir aportes de distintas fuentes (materiales de construcción, suelo, agua, gas natural).
- Modelos matemáticos detallados que consideran a fondo procesos físicos para la estimación de la concentración de radón en interiores. Brindan cálculos espaciales más detallados, dispersión de radón transportado por el flujo de aire y su modificación por varios procesos, transporte de difusión más detallado, etc. Los componentes del edificio y todas las dimensiones importantes, deben definirse y establecerse formalmente como puntos fijos. Se puede establecer una cuadrícula tridimensional de volúmenes de control y conexiones entre ellos o zonas/nodos.

\*RadoNorm está financiado por el programa de investigación y formación Euratom 2019-2020. Acuerdo de subvención n° 900009.



# DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA ROBUSTA PARA LA OBTENCIÓN DE LA TASA DE EXHALACIÓN DE RADÓN EN DISTINTOS MATERIALES

Castaño Casco, E. (1); Llanes Gamonoso, J. (1); Gutiérrez Álvarez, I. (1); Barba Lobo, A. (1); Bolívar Raya, J. P. (1)

(1) Universidad de Huelva

PALABRAS CLAVE: RADÓN, EXHALACIÓN DE RADÓN, CÁMARA DE ACUMULACIÓN, PROFUNDIDAD DE INSERCIÓN, TIEMPO DE LINEALIDAD

## INTRODUCCIÓN

Según el UNSCEAR, el 42% de la dosis efectiva por fuentes naturales recibida por el público general se debe a la inhalación de gas radón y sus descendientes de semivida corta. Este hecho lleva a que el radón sea la segunda causa de cáncer de pulmón, solo por detrás del tabaco, siendo muy importante realizar un estudio que tenga la finalidad de minimizar su exposición. En este trabajo se han estudiado metodologías para la obtención de la tasa de exhalación.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La medida de la tasa exhalación es una tarea compleja que depende de multitud de factores como las características del material emisor, las posibles diferencias de presión y el propio equipo de medida. Para el estudio de la exhalación, se ha diseñado un sistema que permita la medida de ésta en condiciones controladas, y así depurar el método de medida.

La metodología utilizada está basada en la acumulación de radón dentro de una cámara, que seguirá un comportamiento exponencial, creciendo linealmente en los primeros momentos de la acumulación y reduciendo el ritmo de crecimiento hasta llegar a una concentración final de saturación. Este ritmo de crecimiento viene marcado por lo que se conoce como constante de desintegración efectiva. En la literatura es común simplificar hacer una aproximación lineal aprovechando los primeros momentos de la acumulación, lo cual es más rápido y sencillo de usar que el ajuste exponencial completo. Esto puede conducir a subestimaciones importantes de la tasa de exhalación, especialmente cuando la constante de desintegración efectiva es mayor de lo estimado. Para ello se ha fabricado un suelo de referencia con un material emisor de radón con el que se puede probar diferentes métodos de medida de la tasa de exhalación.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos mostraron que el sistema diseñado es fácilmente reproducible consiguiendo resultados consistentes, y permitiéndonos comprobar la efectividad de distintos métodos de medida de la exhalación.

Por otro lado, se han estudiado cámaras de acumulación con distintos volúmenes y superficies, encontrando que existe una relación entre el perímetro de la cámara y el volumen de la misma. En esta misma línea, se encontró que la profundidad de inserción de la cámara juega un papel fundamental en la movilidad del radón, reduciendo la contribución de las fugas del sistema en la constante de desintegración efectiva al limitar la influencia de la difusión lateral. Esto implica que, al aumentar la profundidad de inserción en el suelo o material granulado, es posible modular esta constante y aumentar el tiempo en el que se puede aplicar la aproximación lineal.

## CONCLUSIONES

Es fundamental garantizar el uso de cámaras de acumulación con constantes de desintegración efectivas bajas, para así aumentar la reproducibilidad del método de la cámara de acumulación, y permitir que el ajuste lineal pueda aplicarse con mayor confianza. Además, se confirma que la difusión lateral juega un papel importante en la constante de desintegración efectiva, y puede ser usada para modificarla y aumentar la precisión del ajuste aplicado a la curva de acumulación.





## DESARROLLO DE UN MÉTODO GENERAL PARA LA MEDIDA DE 226RA, 228RA Y 40K USANDO DETECTORES DE NAI(TL) EN MUESTRAS NORM

Llanes Gamonoso, J. (1); BARBA LOBO, A. (1); Castaño Casco, E. (1); Gutiérrez Álvarez, I. (1); Gutiérrez de San Miguel Herrera, E. (1); Bolívar Raya, J. P. (1)

(1) Centro de Investigación en Recursos Naturales, Salud y Medio Ambiente (Universidad de Huelva)

PALABRAS CLAVE: NORM; ESPECTROMETRÍA GAMMA; NAI(TL); CALIBRACIÓN EFICIENCIA; AUTOABSORCIÓN; 226RA; 228RA; 40K

### INTRODUCCIÓN

Actualmente el análisis del impacto radiológico ambiental sobre distintas regiones, tales como zonas costeras, sistemas sedimentarios, etc., es un tema que está adquiriendo cada vez más importancia. En el caso de radiación natural, es necesaria la determinación de radionucleidos representativos de las series naturales (226Ra, 228Ra y 40K) en materiales NORM (Naturally Occurring Radioactive Material); suelos, materiales de construcción, etc. Por ello, se ha desarrollado una metodología que permita la determinación de los radionucleidos y el cálculo de dosis efectivas externas de los distintos tipos de áreas haciendo uso de detectores de tipo NaI(Tl) de 2"x2".

Tomando como referencia la metodología desarrollada por Chiozzi et al. (2000) para la calibración en eficiencia de detectores de tipo NaI(Tl), el objetivo de este trabajo ha sido realizar una generalización de dicha metodología mediante un análisis de las interferencias en las tres regiones espectrales de interés y un posterior cálculo de una matriz de eficiencias.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha utilizado un detector de centelleo sólido de tipo NaI(Tl) 2"x2", con un blindaje de plomo, y geometría cilíndrica para recuento de las muestras.

Mediante un estudio de las probabilidades de emisión, se han evaluado las posibles interferencias en cada ROI por emisiones debidas a núcleos descendientes de las series radiactivas. Asumiendo una eficiencia constante en cada ROI, se ha calculado la contribución cuantitativa de estas interferencias. Se ha realizado una calibración en eficiencia teniendo en cuenta el espesor de muestra, su densidad y la composición de esta.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se ha evaluado la contribución de las interferencias en cada ROI, y obtenido una generalización del método de calibración en eficiencia propuesto por Chiozzi et al. (2000) para la medida de concentraciones de actividad de 226Ra, 228Ra y 40K en diversos tipos de matrices ambientales e industriales. Se ha calculado una matriz de eficiencias de fotopico de 9x9, y la corrección por autoabsorción de la misma, para poder utilizar el método con muestras con diferente densidad aparente y composición, cubriendo un amplio rango de espesores de muestras (0-50 mm). Se ha obtenido una función de ajuste para los distintos términos de la matriz de eficiencias dependiente del espesor de la muestra.

### CONCLUSIONES

Se ha obtenido un método general para calibración en eficiencia de fotopico para los radionucleidos representativos en radiación natural (226Ra, 228Ra, 40K), en cualquier tipo de muestra de composición conocida. Se ha validado este método a través del uso de materiales de referencia y muestras procedentes de ejercicios de intercomparación.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> P. CHIOZZI, P. DE FELICE, A. FAZIO, V. PASQUALE Y M. VERDOYA. "LABORATORY APPLICATION OF NAI(TL)  $\gamma$ -RAY SPECTROMETRY TO STUDIES OF NATURAL RADIOACTIVITY IN GEOPHYSICS". EN: APPLIED RADIATION AND ISOTOPES 53.1 (2000), PÁGS. 127-132. ISSN: 0969-8043. DOI: [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/S0969-8043\(00\)00123-8](https://doi.org/10.1016/S0969-8043(00)00123-8). URL: [HTTPS://WWW.SCIENCEDIRECT.COM/SCIENCE/ARTICLE/PII/S0969804300001238](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969804300001238).



## EVALUACIÓN DE LA EXPOSICIÓN AL POLVO RADIOACTIVO EN SUSPENSIÓN EN LA INDUSTRIA CERÁMICA

Sevilla Terrasa, A. J. (1); Saez, M. (2); Sánchez, A. (1); Ortíz, J. (1); Martorell, S. (1)

(1) Universidad Politécnica de Valencia, (2) Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Universidad Politécnica de Valencia

### INTRODUCCIÓN

En la industria cerámica se procesan materiales NORM (Normally Occurrence Radioactivity Material) de diferentes composiciones susceptibles de generar polvo radiactivo en suspensión. Estos materiales presentan actividades de las cadenas naturales de  $^{238}\text{U}$  y  $^{232}\text{Th}$  superiores a los límites de exención de 500 Bq/kg (RP 122, part II exemption/clearance levels), además se trata de material pulverulento que puede generar una dosis por exposición interna al ser inhalado por los trabajadores que hay que controlar.

### METODOLOGÍA

Como paso inicial se realizó un muestreo del polvo con bombas personales de captación en distintas empresas dentro de las áreas de trabajo y para los grupos homogéneos de exposición (GHE) más expuestos. Para llevar a cabo la caracterización y medida del contenido radiactivo en las muestras, se empleó un procedimiento radioquímico desarrollado en el LRA-UPV para la determinación de los isótopos de uranio y torio por espectrometría alfa. El método consiste en la disolución de la muestra mediante la técnica de fusión con sales de borato y separación de los isótopos de interés con resinas de intercambio aniónico.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las actividades específicas medias de  $^{238}\text{U}$  y  $^{232}\text{Th}$  obtenidas para los filtros personales analizados mediante separación radioquímica son 2038 Bq/kg (con desviación estándar del 32%) y 431 Bq/kg (con desviación estándar del 34%) respectivamente, con unos rendimientos químicos entre el 19-82% para el uranio y de 36-100% para el torio. Los valores de actividad son comparables, aunque en la mayoría de los casos inferiores, con las actividades que presentan las materias primas con las que trabajan, cuyos valores oscilan entre 2861-3704 Bq/kg para el  $^{238}\text{U}$  y entre 679-793 Bq/kg en el caso del  $^{232}\text{Th}$ .

Los resultados muestran que los filtros presentan una actividad inferior a la de las materias primas empleadas por los operarios durante los muestreos, aunque se advierte que existe diferencia significativa entre empresas. Dichos resultados se han analizado estadísticamente, observando que existe una diferencia relevante en la cantidad de polvo, su actividad y las dosis internas entre empresas, pero no entre GHE.

Además, se ha realizado el cálculo de la dosis interna para los GHE correspondientes a los filtros personales analizados, considerando la cantidad de polvo en suspensión recogido en dichos filtros de partículas y su actividad específica medida por separación radioquímica. Esas dosis oscilan entre 0,04 – 0,45 mSv/año, siendo inferiores a las calculadas a partir de las materias primas, cuyos valores varían entre 0,07 – 0,7 mSv/año.

### CONCLUSIONES

El estudio pone de manifiesto que las dosis internas a las que están expuestos estos trabajadores de la industria cerámica son inferiores a las que se obtienen considerando que la actividad del polvo recogido en el filtro es el de la materia prima. Por ello, este cálculo más realista supone una menor exposición interna del trabajador, situándose siempre por debajo de 1 mSv.

## EVALUACIÓN DE LAS DOSIS AL PÚBLICO DERIVADAS DE LA ACTIVIDAD DE TRANSPORTE DE MATERIAL RADIOACTIVO EN ESPAÑA

Aceña Moreno, M. V. (1)

(1) Consejo de Seguridad Nuclear

PALABRAS CLAVE: DOSIS AL PÚBLICO, TRANSPORTE MATERIAL RADIOACTIVO, METODOLOGÍA, EVALUACIÓN

### INTRODUCCIÓN

El Reglamento para el transporte seguro de material radiactivo del OIEA establece que la autoridad competente debe llevar a cabo evaluaciones periódicas de las dosis a las personas debido a los transportes de material radiactivo.



En España esta evaluación se estaba realizando para los trabajadores clasificados como expuestos, pero no de forma particular para los miembros del público, considerando que el cumplimiento de los límites reglamentarios de tasa de dosis asociados al transporte garantiza que las dosis finales al público sean inferiores a los límites establecidos. Esta aproximación estaba corroborada con los resultados obtenidos en estudios internacionales.

Sin embargo, la misión IRRS realizada en España por el OIEA en 2018 concluyó la recomendación de que se realizara, con enfoque graduado, una estimación de las dosis recibidas por los miembros del público como consecuencia de las actividades de transporte de material radiactivo.

Este trabajo presenta el análisis llevado a cabo en el CSN sobre la base de la información recibida de los operadores más relevantes en los sectores del transporte de material radiactivo más representativos en el impacto radiológico a los miembros del público.

Para su desarrollo, se estableció una metodología basada en la cantidad de transportes de cada sector y sus riesgos. El estudio se centró en el transporte por carretera y en la vía aérea (carga, descarga y manejo y carreteo en las terminales de carga).

## **MATERIAL Y MÉTODOS**

La metodología se ha basado en la identificación de los escenarios más críticos desde el punto de vista de la exposición del público y en el análisis lo suficientemente conservador de las dosis que podrían recibirse en esos escenarios. La información necesaria se obtuvo de los operadores de transporte que realizan las actividades más relevantes en los sectores y modos de transporte cubiertos por el alcance del análisis, así como en la ya disponible en el CSN.

## **RESULTADOS**



En la siguiente tabla se resumen los resultados del análisis:

| Escenario                                                                                                                                 | Dosis anual (mSv) |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------|
| <b>Transporte de radiofármacos</b>                                                                                                        |                   |
| Escenario 1: Operaciones en tránsito de medicina nuclear ejecutadas en el aeropuerto de Madrid.                                           | 0,098             |
| Escenario 2: Parada durante el transporte terrestre de material <u>radiofarmacéutico</u> desde Francia.                                   | 0,082             |
| Escenario 3: Entrega de material radiactivo de uso médico en los servicios de medicina nuclear de los centros hospitalarios.              | 0,200             |
| <b>Transporte de residuos radiactivos</b>                                                                                                 |                   |
| Escenario 1: Parada durante el transporte de residuos radiactivos procedente de una central nuclear.                                      | 0,015             |
| Escenario 2: Tránsito en la población de Fuente <u>Obejuna</u> .                                                                          | 0,020             |
| <b>Transportes relacionados con la gammagrafía industrial</b>                                                                             |                   |
| Escenario 1: Traslados diarios de equipos como consecuencia de desplazamientos para la realización de trabajos de gammagrafía industrial. | 0,001             |
| Escenario 2: Transporte como consecuencia de traslados para cargas/descargas de equipos tanto propios como de clientes.                   | 0,001             |
| Escenario 3: Transporte de equipos cargados para su revisión.                                                                             | 0,001             |

## CONCLUSIONES

En las actividades de transporte de material radiactivo desarrolladas en España, las dosis recibidas por miembros del público están claramente por debajo del límite de dosis anual vigente: 1 mSv.

En la mayoría de los escenarios críticos analizados, la dosis anual que recibiría un miembro del público está por debajo de 0,1 mSv/año (10% del límite). Tan solo en uno de esos escenarios se llegaría a los 0,2 mSv/año (20% del límite).



Los valores de dosis se han estimado sobre la base de hipótesis de cálculo muy conservadoras, por lo que las dosis reales estarán claramente por debajo de los valores calculados y, por tanto, serán muy inferiores al límite anual de dosis.

Se confirma que el cumplimiento de los límites reglamentarios de tasa de dosis asociados al transporte garantiza que las dosis a los miembros del público sean inferiores a los límites establecidos.

A la vista de los resultados del análisis, no sería necesario definir acciones específicas.

## ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

### IMPLICACIONES DEL USO DE LÍQUIDOS CENTELLEADORES LIBRES DE NPE

Rozas Guinea, S. (1); Idoeta Hernandorena, R. (1); Olondo Castro, C. (1); Herranz Soler, M. (1)

(1) Escuela de Ingeniería de Bilbao, Universidad del País Vasco, UPV/EHU

PALABRAS CLAVE: ESPECTROMETRÍA DE CENTELLEO LÍQUIDO, LÍQUIDO CENTELLEADOR, NPE, EMISORES BETA

#### INTRODUCCIÓN

El Reglamento (CE) 1907/2006<sup>1</sup> relativo al registro, la evaluación, la autorización y la restricción de las sustancias y preparados químicos (REACH) prohibió el uso de sustancias que contienen etoxilatos de nonilfenol (NPE) desde enero de 2021, debido a que alteran los mecanismos endocrinos, especialmente de organismos acuáticos, en los que su bioacumulación es significativa.

En la espectrometría por centelleo líquido (LSS), los NPE están presentes en algunos líquidos centelleadores y sirven para formar microemulsiones estables, mediante las cuales la muestra acuosa y el compuesto aromático entran en íntimo contacto, permitiendo la transmisión de energía de la partícula ionizante al compuesto aromático.

En el Laboratorio de Medidas de Baja Actividad (LMBA) de la Universidad del País Vasco (UPV/EHU), los líquidos centelleadores con NPE se emplean en los análisis de  $^3\text{H}$  en agua,  $^{55}\text{Fe}$ ,  $^{63}\text{Ni}$  y  $^{241}\text{Pu}$ , en diferentes proporciones.

En este contexto, se presenta este trabajo, parcialmente realizado en el marco de una acción internacional impulsada por CETAMA (CEA), cuyo objetivo es evaluar las implicaciones de la sustitución de un líquido centelleador con NPE por otro libre de NPE, comparando: luminiscencia, SQP, eficiencia, fondo, figura de mérito y estabilidad.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

La comparativa de líquidos centelleadores se realiza sobre una muestra de agua trazada con  $^3\text{H}$ , proporcionado por CETAMA, y una muestra de suelo suministrado por MAPEP (Mixed Analyte Performance Evaluation Program), que contiene  $^{55}\text{Fe}$  y  $^{63}\text{Ni}$  y al que se añade 0,4 Bq de  $^{241}\text{Pu}$ .

En cuanto a la muestra de agua, se preparan tres disoluciones de  $^3\text{H}$  (A, B y C) en cascada y 5 mL se mezclan con cada líquido centelleador. La disolución A se emplea para calibrar el espectrómetro de centelleo líquido 1220 QUANTULUS™ de Perkin Elmer, en el que se realizan medidas de corta y larga duración de las disoluciones B y C.

En cuanto a la muestra de suelo, tras disolverla y homogeneizarla se realizan las separaciones de  $^{55}\text{Fe}$ ,  $^{63}\text{Ni}$  y  $^{241}\text{Pu}$ . Cada disolución resultante se divide en dos alícuotas y se mezcla con un líquido centelleador. Finalmente, cada vial se mide en el 1220 QUANTULUS™, durante el tiempo de oscuridad, tras éste y al cabo de 3, 7 y 14 días desde su preparación. Además de la muestra de suelo, se preparan y miden en idénticas condiciones blancos y patrones de calibración. Las características de cada determinación se resumen en la siguiente tabla:





| Isótopo           | Proceso   | Energía (keV) | Periodo (año) | Vial (20 mL) | Volumen de cocktail (mL) | Calibración        | Protocolo de medida |
|-------------------|-----------|---------------|---------------|--------------|--------------------------|--------------------|---------------------|
| $^3\text{H}$      | $\beta^-$ | 18,6          | 12,3          | Plástico     | 15                       | Curva de extinción | $^3\text{H}$        |
| $^{55}\text{Fe}$  | CE        | 5,90          | 2,75          | Plástico     | 17                       | Curva de extinción | $^3\text{H}$        |
| $^{63}\text{Ni}$  | $\beta^-$ | 67,0          | 98,7          | Plástico     | 17                       | Curva de extinción | $^3\text{H}$        |
| $^{241}\text{Pu}$ | $\beta^-$ | 20,8          | 14,3          | Vidrio       | 15                       | Curva de extinción | $^3\text{H}$        |

CE: captura electrónica      Energía  $\beta^-$  = Energía máxima

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran que el líquido centelleador libre de NPE presenta mayor extinción y, por tanto, menor SQP, lo que se traduce en menor eficiencia y fondo.

La reducción en eficiencia trae consigo dos efectos: el aumento de la incertidumbre de medida y el incremento del límite de detección. Ambos efectos podrán paliarse con tiempos de medida más largos, lo que encarecerá el coste del análisis.

Por último, hay que señalar que la luminiscencia de ambos líquidos centelleadores es similar, pero que la estabilidad del líquido centelleador libre de NPE es ligeramente peor.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> [HTTP://DATA.EUROPA.EU/ELI/REG/2006/1907/OJ](http://data.europa.eu/eli/reg/2006/1907/oj)

# SITUACIÓN RADIOLÓGICA DE LOS SUELOS DE LA PENÍNSULA IBÉRICA: DETERMINACIÓN DEL INVENTARIO Y DE LA MIGRACIÓN DE PU Y AM

Olondo Castro, C. (1); Rozas Guinea, S. (1); Idoeta Hernandorena, R. (1); Herranz Soler, M. (1)  
) Facultad De Ingeniería Bilbao

PALABRAS CLAVE: INVENTARIO, MIGRACIÓN, PLUTONIO, AMERICIO, SUELOS

## INTRODUCCIÓN

De entre los radionucleidos emitidos a la atmósfera durante los ensayos atmosféricos de armas nucleares destacan por su elevada capacidad de generar una dosis a la población durante un largo periodo de tiempo los siguientes isótopos: Cs-137, Sr-90, Pu-239+240, Pu-238 y Pu-241. Esta dosis comprometida efectiva es resultado tanto de la irradiación externa como de la exposición interna derivada de su incorporación a la dieta.

El Cs-137 y el Sr-90 son los radionucleidos que más se han estudiado; sin embargo, para tener un conocimiento completo de la situación radiológica actual de los suelos como resultado de esta contaminación artificial, así como de su evolución en el tiempo, resulta necesario conocer también tanto el inventario de actividad como el comportamiento del resto de radioisótopos.

De entre los plutonios emitidos destacan por su alta toxicidad fisiológica el Pu-239+240, ambos emisores alfa de altos periodos de semidesintegración: 6563 años y 24110 años, respectivamente, y el Pu-238, también emisor alfa pero de menor periodo (88,74 años). En cuanto al Am-241, también emisor alfa de elevado periodo de semidesintegración (432,2 años), su presencia en el suelo se debe principalmente a la desintegración del Pu-241.



A fin de conocer el comportamiento del plutonio y del americio en suelos, se están determinando perfiles de actividad en profundidad de Pu-239+240, Pu-238 y Am-241 en puntos de muestreo localizados en zonas geográficamente distintas, con diferentes características de suelo y pluviometría.

#### MATERIALES Y MÉTODOS

La determinación de actividad de Pu-239+240, Pu-238 y Am-241 se ha realizado a partir de testigos de suelo de hasta 60 cm de profundidad y analizando estos en intervalos de 3 cm hasta obtener una actividad inferior al límite de detección (3 10<sup>-3</sup> Bq/kg en el caso del plutonio y 3 10<sup>-2</sup> Bq/kg en el del americio). Para obtener la actividad de Pu y de Am se han utilizado 10 y 1 g de muestra, respectivamente. Se han utilizado espectrómetros alfa dotados de detectores PIP's de 450 mm<sup>2</sup> de superficie y fondos nominales de 6 10<sup>-5</sup> cps.

A continuación, se establecen los perfiles normalizados de actividad y se modeliza la migración en el suelo mediante el modelo convectivo-difusivo.

#### RESULTADOS

Por el momento se ha inventariado un máximo y un mínimo de 66 y 28 Bq/m<sup>2</sup> de actividad de Pu-239+240; entre 4 y 2 Bq/m<sup>2</sup> de Pu-238 y entre 30 y 2 Bq/m<sup>2</sup> de Am-241. El Pu-239+240 ha alcanzado un máximo de 25 cm de profundidad; el Pu-238 y el Am-241 de 12 cm.

Los perfiles normalizados de actividad muestran que el Pu presenta una mayor dependencia respecto de las características del suelo que el Am-241. La aplicación del modelo convectivo-difusivo parece adecuada.

#### CONCLUSIONES

Los valores del inventario de actividad y profundidad obtenidos hasta ahora son coherentes con la bibliografía y, como es esperable, el inventario de actividad es función de la pluviometría.

---

## EVALUACIÓN DE IMPACTO RADIOLÓGICO AMBIENTAL EN INSTALACIONES NUCLEARES ESPAÑOLAS UTILIZANDO LA HERRAMIENTA ERICA

Escribano Nieto, A. (1); Rodríguez Oliver, P. (2); Real Gallego, A. (1); Corbacho Merino, J. A. (2); Pérez Sánchez, D. (1); Guillén Gerada, F. J. (2)

(1) CIEMAT, (2) Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universidad de Extremadura (LARUEX)

PALABRAS CLAVE: EVALUACIÓN IMPACTO RADIOLÓGICO AMBIENTAL

#### INTRODUCCIÓN

El proyecto Regulación de la Evaluación del Impacto Radiológico Ambiental, tiene el objetivo de desarrollar modelos de análisis que permitan evaluar el impacto radiológico ambiental de instalaciones nucleares. Como parte de sus actividades se han realizado evaluaciones de impacto radiológico ambiental a biota, en diversas instalaciones nucleares españolas en condiciones de operación normal, utilizando la herramienta ERICA.

#### MATERIALES Y MÉTODOS

En las instalaciones estudiadas (C.N. de Almaráz, Ascó, Cofrentes, Trillo y Vandellós II; El Cabril; Centro Recuperación de Inertes (CRI); Juzbado y Quercus), se seleccionaron las estaciones de muestreo del ecosistema terrestre a evaluar, empleando el mapa del programa de vigilancia radiológica ambiental (PVRA) y el Atlas Eólico Global (<https://globalwindatlas.info/es>). En el ecosistema acuático se seleccionaron las estaciones de muestreo situadas aguas arriba y abajo de cada instalación. Para cada estación se recopiló la concentración de actividad de los diferentes radionucleidos reportados en el PVRA (<https://www.csn.es/kprgisweb2/index.html?lang=es>).

Se realizaron evaluaciones de impacto radiológico a biota en las estaciones seleccionadas, utilizando el nivel de cribado de la herramienta ERICA, y las concentraciones de actividad máximas, a fin de representar el peor escenario posible.

#### RESULTADOS

Las evaluaciones de impacto radiológico realizadas en 37 estaciones del ecosistema terrestre, aplicando la tasa de dosis de cribado ERICA (10 µGy h<sup>-1</sup> para todos los animales y plantas), rindieron valores de sumatorio de cocientes de riesgo (ΣRQ) <1 en todas



las estaciones, excepto en las de Quercus. Aplicando la tasa de dosis de cribado menos conservadora propuesta por OIEA/UNSCEAR/USDOE ( $40 \mu\text{Gy h}^{-1}$  para animales terrestres aves, anfibios y reptiles y  $400 \mu\text{Gy h}^{-1}$  para plantas y resto de organismos acuáticos), se obtuvieron valores de  $\Sigma\text{RQ} < 1$  para tres de las cuatro estaciones de Quercus.

En el ecosistema acuático se realizaron evaluaciones de impacto en 49 estaciones, aplicando la tasa de dosis de cribado ERICA. En 21 estaciones se obtuvieron valores de  $\Sigma\text{RQ} < 1$ . Al aplicar la tasa de dosis de cribado de OIEA/UNSCEAR/USDOE se obtuvieron valores de  $\Sigma\text{RQ} < 1$  para todas las estaciones, excepto en una estación de Vandellós II y CRI, y todas las estaciones de Quercus.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Si como resultado de la evaluación ERICA el  $\Sigma\text{RQ}$  es  $< 1$ , es poco probable que la tasa de dosis que reciban los organismos supere la tasa de dosis de cribado, por lo que el impacto radiológico sería despreciable. Si el  $\Sigma\text{RQ}$  es  $> 1$ , es recomendable realizar una evaluación con datos más específicos del escenario estudiado.

La herramienta ERICA ha mostrado ser de gran utilidad para realizar evaluaciones de impacto radiológico ambiental de cribado en biota de manera sencilla y rápida, al requerir un número reducido de datos específicos del escenario. Ello permite optimizar los recursos empleados para descartar aquellos escenarios en los que el riesgo radiológico para la biota es despreciable y en los que no es necesario realizar evaluaciones más detalladas.

## AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha recibido financiación de la convocatoria de I+D+i 2021 del CSN, mediante el proyecto "Regulación de la Evaluación del Impacto Radiológico Ambiental".

# ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN SITUACIONES DE EMERGENCIA Y SEGURIDAD DE FUENTES DE RADIACIÓN

## MEDIDA MEDIANTE TÉCNICA IN VITRO DE MUESTRAS DE ORINA DE UN TRABAJADOR CONTAMINADO CON LU-177 EN EL LABORATORIO DE BIOELIMINACIÓN DEL CIEMAT

Sierra Bercedo, I. (1); Hernández González, C. (2); Barrio, M. (1); López Ponte, M. A. (1); Navarro Amaro, J. F. (1); Pérez, B. (1)  
(1) CIEMAT

PALABRAS CLAVE: BIOENSAYO, MEDIA IN VITRO, ESPECTROMETRÍA GAMMA, EMERGENCIAS, DOSIMETRÍA INTERNA

## INTRODUCCIÓN

El Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT realiza el control y vigilancia de contaminación interna a través de la medida de muestras biológicas. Está autorizado por el CSN y acreditado por ENAC para la cuantificación de actividad de emisores alfa y beta en orina y heces en trabajadores expuestos con riesgo de contaminación interna. Este trabajo se enfoca en los criterios de medida establecidos en la cuantificación de actividad en muestras de orina mediante la técnica de espectrometría gamma, y su aplicación en un incidente de contaminación interna con  $^{177}\text{Lu}$ .

## MATERIAL Y MÉTODOS

El Laboratorio dispone de un detector de semiconductor de Germanio de alta pureza (HPGe) tipo coaxial en configuración vertical asociado a una cadena electrónica multicanal, con una eficiencia superior al 30%, resolución inferior a 2 keV y rango energético de 50 keV hasta 10 MeV.

Se han desarrollado estudios con diferentes geometrías, volúmenes de muestra, tiempos de conteo, fondo, eficiencias y límites de detección estableciéndose las condiciones óptimas para el análisis de actividad en muestras de orina: geometría Marinelli, muestras de orina de 24 horas, volumen de análisis de 500 mL y tiempo de medida de 1 hora.

## RESULTADOS



El método de medida ha sido validado mediante la participación en dos ejercicios de intercomparación internacional PROCORAD (2021 y 2022), obteniendo resultados dentro de los criterios de aceptación establecidos por la norma ISO 28218:2010, con errores relativos muy buenos (<10%).

El sistema de medida se aplicó en la cuantificación de actividad en un escenario real de contaminación interna de  $^{177}\text{Lu}$  de un trabajador a través de una herida, como consecuencia de un pinchazo en un dedo de la mano izquierda. Se solicitaron dos muestras de orina puntuales los días 3 y 7 después del incidente. Ambas muestras se analizaron mediante espectrometría gamma obteniéndose los resultados de actividad (tabla1). La evaluación dosimétrica de la incorporación confirma que el resultado a día 7 es coherente con la estimación realizada a partir de las medidas in vivo. La actividad del  $^{177}\text{Lu}$  incorporado al torrente sanguíneo a través de la punción de la herida se estimó en 958 kBq.

## CONCLUSIONES

El Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT dispone de un método in vitro de análisis de muestras de orina mediante espectrometría gamma para escenarios de rutina y emergencias. Esta técnica puede ser empleada como medida complementaria a la técnica in vivo realizada en el Contador de Radiactividad Corporal del CIEMAT, autorizado y acreditado para la cuantificación de emisores gamma.

Las condiciones óptimas establecidas en el escenario de rutina (geometría Marinelli, muestreo de orina de 24h, volumen de muestra de 500 mL, tiempo de conteo de 1 hora) han sido validadas mediante la participación en ejercicios de intercomparación con excelentes resultados que aseguran la validez del método.

La metodología se ha aplicado a un escenario de contaminación real con resultados coherentes en relación a la técnica de monitorización in vivo.

Este trabajo es parte del Trabajo de Fin de Master realizado por M. Barrio en el Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. GENERAL REQUIREMENTS FOR THE COMPETENCE OF TESTING AND CALIBRATION LABORATORIES. ISO/IEC 17025:2017 (2017)
- <sup>2</sup> RADIATION PROTECTION – PERFORMANCE CRITERIA FOR RADIOBIOASSAY. ISO 28218:2010. (2010).
- <sup>3</sup> LOPEZ, M.A. ET AL. THE CHALLENGE OF CIEMAT INTERNAL DOSIMETRY SERVICE FOR ACCREDITATION ACCORDING TO ISO/IEC 17025 STANDARD FOR IN-VIVO AND IN-VITRO MONITORING AND DOSE ASSESSMENT OF INTERNAL EXPOSURES. RADIATION PROTECTION DOSIMETRY. 170. 31-34 (2016).
- <sup>4</sup> BARRIO, M. IMPLEMENTACIÓN DE LA TÉCNICA DE LA ESPECTROMETRÍA GAMMA EN BIOENSAYOS DE DOSIMETRÍA INTERNA PARA RUTINA Y EMERGENCIAS. TRABAJO FIN DE MASTER EN FÍSICA BIOMÉDICA. UCM. MADRID. 2021
- <sup>5</sup> SIERRA, I. ET AL. DEVELOPMENT OF IN VITRO GAMMA SPECTROMETRY AS A COMPLEMENTARY TECHNIQUE FOR IN VIVO MEASUREMENTS IN ROUTINE AND EMERGENCY. APPLICATION TO A REAL CASE OF CONTAMINATION WITH  $^{177}\text{Lu}$ . POSTER IN IM2022 CRACOW (2022).
- <sup>6</sup> LÓPEZ, M.A. ET AL. DOSE ASSESSMENT IN A REAL CASE OF INTERNAL CONTAMINATION WITH  $^{177}\text{Lu}$  THROUGH A WOUND. ORAL COMMUNICATION IN IM2022 CRACOW (2022).
- <sup>7</sup> PROCORAD INTERCOMPARISON EXERCISES. WWW.PROCORAD.ORG

# PREPARACIÓN Y ENTRENAMIENTO CON EL SISTEMA JRODOS PARA LA EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO EN DIFERENTES SITUACIONES DE EMERGENCIA

Montero Prieto, M. (1); Sterling Carmona, A. (2); López Ferrando, P. (2)  
(1) CIEMAT, (2) CSN

En el marco del grupo de usuarios de RODOS (RUG) se ha iniciado un programa de preparación y entrenamiento con el sistema JRODOS (Real-time On-line DecisiOn Support system), mediante la realización de una serie de ejercicios cortos. Se ofrece la oportunidad de probar el uso operativo y de formar a los operadores del sistema en la evaluación del impacto radiológico y en la preparación de la respuesta en situaciones de emergencia derivadas de la emisión accidental de radionúclidos al medio ambiente.

Durante el año 2022, se realizaron dos ejercicios, contando con la participación de más de 25 organizaciones. En esta ponencia, se presentan las experiencias obtenidas por el CIEMAT y el CSN.



Los ejercicios se realizan simulando una situación real de evaluación, de forma simultánea por todos los participantes, con las siguientes premisas:

- El escenario se distribuye en la fecha del inicio del “accidente”.
- Se utilizan las instalaciones y disposiciones propias de JRODOS, realizando los cálculos con datos meteorológicos obtenidos de los proveedores nacionales, o del servidor NOMADS-NOAA y cargando los resultados en un servidor web de KIT, compartido con el resto de participantes.
- Tras el ejercicio, se posibilita una autoevaluación utilizando la “ejecución de referencia” realizada por KIT, así como la comparación con los resultados del resto de participantes.
- Finalmente, se presentan y discuten los principales resultados y conclusiones en una reunión virtual conjunta del RUG.

El primer ejercicio se desarrolló en Junio (21 al 30). En una acería local se produce la emisión del Cs-137 contenido en una cápsula sellada de una fuente radiactiva de una unidad médica de teleterapia, incluida, involuntariamente, en una partida de chatarra destinada a la fundición y producción de acero.

El segundo ejercicio se desarrolló en Noviembre (17 al 23). La colisión entre un rompehielos nuclear y un buque granelero en aguas costeras danesas produce daños en la instalación del reactor nuclear ocasionando un Accidente por Pérdida de Líquido Refrigerante (LOCA) y liberando al aire sustancias radiactivas.

Mediante la comparación de los resultados con el resto de los participantes, se encuentran diferencias que proceden, tanto de los distintos datos de pronóstico meteorológico y de los diferentes modelos de dispersión atmosférica utilizados en la ejecución del código, como de los diferentes criterios de adopción de medidas protectoras utilizados por cada país.

Esta ponencia presenta, también, las propuestas del RUG para afrontar las distintas incertidumbres y promover buenas prácticas en el uso y aplicación del sistema JRODOS en la preparación de la respuesta en situaciones similares.

---

## **SOBRE EL USO DE GAMMACÁMARAS CON COLIMADORES DE BAJA ENERGÍA PARA EL CRIBADO DE INDIVIDUOS EXPUESTOS A I-131 EN UNA EMERGENCIA NUCLEAR**

Alcaide, J. (1); Marin, A. C. (1); Torres Espallardo, I. (1); Campayo Esteban, J. M. (1); Navarro Amaro, J. F. (2); Lopez Ponte, M. A. (2); Garcia Elena, E. (3); Pereira Cuesta, S. (4); Amor Calvo, I. (4); Villaescusa Blanca, J. I. (1)  
(1) Hospital Universitario y Politécnico La Fe, (2) CIEMAT, (3) TECNATOM, (4) CSN

**PALABRAS CLAVE:** CRIBADO EXPUESTOS TIROIDES YODO RADIOACTIVO EMERGENCIA INCIDENTE NUCLEAR GAMMACÁMARA COLIMADORES ACTIVIDAD MÍNIMA DETECTABLE DOSIS EFECTIVA COMPROMETIDA FACTOR CALIBRACIÓN I-131 CONTAMINACIÓN INTERNA

### **INTRODUCCIÓN**

Las gammacámaras, por su capacidad de cuantificar actividades y su alta disponibilidad en centros hospitalarios, son instrumentos ideales para realizar un cribado de personas expuestas a Yodo-131 en tiroides en caso de emergencia nuclear. Los protocolos de actuación suelen recomendar la extracción de los colimadores para reducir el tiempo de adquisición mediante un aumento de la sensibilidad del detector. Sin embargo, esto reduce la comodidad del individuo a evaluar e incluso puede perjudicar la fiabilidad de la medida por una mala colocación de este, dado que multitud de modelos de gammacámaras tienen restringido el movimiento de los detectores en ausencia de colimadores (ver imagen). Adicionalmente los colimadores protegen los detectores de posibles golpes físicos.



A pesar de que en la actualidad los protocolos españoles de actuación en caso de emergencia nuclear no incluyen un procedimiento de cribado de individuos con riesgo de contaminación interna con yodo radiactivo, un nivel de ausencia de contaminación podría ser el límite de restricción de dosis efectiva para público general (1 mSv). Este nivel coincide con el elegido por los protocolos de actuación elaborados por otros países.

En este trabajo examinamos la posibilidad de realizar el cribado utilizando las gammacámaras con el colimador de baja energía. Las medidas han sido posibles gracias a la participación de este hospital en el proyecto de I+D denominado Proyecto Meyer. Dicho proyecto está financiado y liderado por el CSN, dirigido por el CIEMAT y coordinado conjuntamente por el CSN, CIEMAT Y TECNATOM.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Realizamos la calibración de dos gammacámaras del Hospital La Fe (Valencia, España) con y sin colimador. La fuente de calibración es una disolución de Bario-133 y Cesio-137 que simula el espectro energético del Yodo-131. Distintos volúmenes de la fuente simulada son insertados en maniqués de cuello de diferentes grupos de edad construidos por el CIEMAT. Las fuentes se colocan a 10 cm del detector y todas las adquisiciones se realizan durante 5 minutos. Calculamos la actividad mínima detectable (AMD) y la dosis efectiva comprometida mínima detectable utilizando los coeficientes de dosis efectiva del Report 119 de la ICRP. Asimismo comparamos los factores de calibración obtenidos con y sin colimador.

## RESULTADOS

Los factores de calibración, AMD y dosis efectivas comprometidas mínimas detectables obtenidos sin colimador y con colimador se presentan en la tabla.

|               | Factor calibración (cps/Bq) | AMD (Bq)  | Dosis efectiva comprometida (mSv) |
|---------------|-----------------------------|-----------|-----------------------------------|
| Sin colimador | 0.040 – 0.052               | 31 - 46   | 0.0044 - 0.029                    |
| Con colimador | 0.0040 - 0.0047             | 200 – 268 | 0.026 - 0.189                     |

## DISCUSIÓN

Los factores de calibración obtenidos sin colimador son similares a los presentados en la literatura. Debido a la pérdida de sensibilidad, la AMD y la dosis efectiva comprometida obtenidas con colimador son un orden de magnitud mayores que sus correspondientes





sin colimador. Sin embargo estos resultados son suficientes para medir dosis efectivas por debajo de los límites de restricción de dosis para público general.

## CONCLUSIONES

En caso de un accidente nuclear, la AMD obtenida utilizando la gammacámara con colimador de baja energía es suficientemente baja para ser considerada como un instrumento para la realización de un cribado de dosis absorbida en la población.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> NAVARRO JF, PÉREZ B, LÓPEZ MA, PLAZA R, AZA Z, PLAZA R. CALIBRACIÓN DE GAMMACÁMARA SPECT/CT PARA LA MEDIDA IN VIVO DE I-131 EN TIROIDES DE LA POBLACIÓN EXPUESTA EN SITUACIONES DE EMERGENCIA NUCLEAR O RADIOLÓGICA. REVISTA: RADIOPROTECCIÓN N° 97, MARZO 2020.
- <sup>2</sup> ISAKSSON, M., & DEL RISCO NORRLID, L. (20). GUIDE FOR THYROID MONITORING IN THE EVENT OF RELEASE OF RADIOACTIVE IODINE IN A NUCLEAR EMERGENCY. SWEDISH RADIATION SAFETY AUTHORITY (STRÅLSÄKERHETSMYNDIGHETEN).
- <sup>3</sup> POULSEN, A. N., LIND, B., DEL RISCO NORRLID, L., ISAKSSON, M., HOLM, Ó. H., HUIKARI, J., ... & AUTHORITY-STUK, F. R. S. (2014). ASSESSMENT OF ACCIDENTAL UPTAKE OF IODINE-131 IN EMERGENCY SITUATIONS. NORDIC NUCLEAR SAFETY RESEARCH.
- <sup>4</sup> ECKERMAN, K., HARRISON, J., MENZEL, H. G., & CLEMENT, C. H. (2012). ICRP PUBLICATION 119: COMPENDIUM OF DOSE COEFFICIENTS BASED ON ICRP PUBLICATION 60. ANNALS OF THE ICRP, 41, 1-130.

## ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DE RESIDUOS Y DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES

### CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DIGITAL APLICADA AL DESMANTELAMIENTO DE LA C.N SANTA MARÍA DE GAROÑA

García Tapias, E. (1); Alonso Sanz, J. (2)  
(1) ENRESA, (2) INGECCID

PALABRAS CLAVE: DESMANTELAMIENTO, TECNOLOGÍA DIGITAL, CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA

Para el diseño del Proyecto de desmantelamiento de la C.N Santa M<sup>a</sup> de Garoña, Enresa ha contado con un inventario físico detallado, una metodología eficiente de modelado de las estructuras, sistemas y componentes del emplazamiento, y un entorno de datos común (CDE) que permite relacionar todos los elementos (modelo 3D, datos, documentos, planificación, cálculos, etc.).

La utilización de estas herramientas digitales ha permitido, entre otras cosas, una mejora en el diseño y planificación de los planes de medida y muestreo de las diferentes campañas de caracterización radiológica, puesto que se pueden ir ajustando, con la anticipación necesaria, a la complejidad de la planta. Esto implica una disminución de los tiempos de trabajos en zona controlada, y, consecuentemente, una optimización de la práctica.

Dada la gran complejidad de las labores de desmantelamiento, disponer de las herramientas digitales más avanzadas es crucial para mejorar la gestión y garantizar la seguridad de los procesos.

Se presenta aquí un caso práctico

### JUSTIFICACIÓN ALARA DE LA LIBERACIÓN DEL EMPLAZAMIENTO DE CN JOSÉ CABRERA

Gimeno Blesa, M. E. (1); Lequerica Navarro, J. (1)  
(1) ENRESA

PALABRAS CLAVE: DESMANTELAMIENTO, ALARA, LIBERACIÓN, RESTRICCIONES DE USO, RESTAURACIÓN.

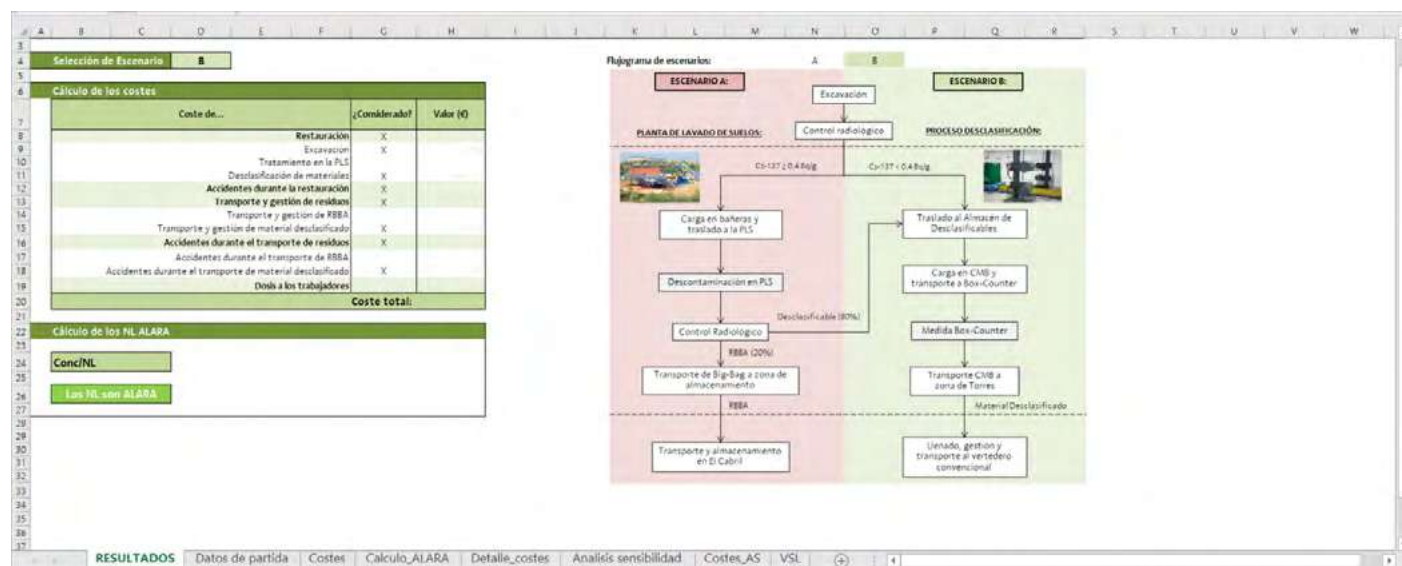
El desmantelamiento de la C.N. José Cabrera se encuentra en su fase final y culminará con la solicitud y obtención de su declaración de clausura.



La declaración de clausura supondrá la eliminación de los controles reglamentarios, es decir, de los controles radiológicos por parte del organismo regulador y permitirá un nuevo uso industrial del emplazamiento, lo que representa un uso restringido del mismo.

El contexto normativo español permite las liberaciones totales o parciales de los emplazamientos nucleares y también que tengan lugar con o sin restricciones de uso (Ref. 1). Ahora bien, una liberación con restricciones de uso sólo es aceptable si se justifica atendiendo a criterios ALARA.

La justificación ALARA de la liberación del emplazamiento de C.N. José Cabrera para su uso industrial se ha llevado a cabo empleando la metodología propuesta en el NUREG-1757 (Ref. 2) que consiste en realizar un análisis coste-beneficio. La metodología y los datos de partida se han implementado en una hoja de cálculo en Excel que se muestra en la siguiente figura.



Cada coste y beneficio asociado a las actividades de restauración ha sido justificado y cuantificado económicamente.

El análisis ha mostrado que los Niveles de Liberación propuestos para CN José Cabrera son ALARA, es decir que los beneficios de realizar una restauración adicional son menores que los costes, y que, por tanto, no son necesarias actividades de restauración adicionales.

Esta ponencia presenta la primera justificación ALARA de la liberación de un emplazamiento nuclear realizada en España. La justificación ha sido incluida en el Plan de Restauración del Emplazamiento, que ha sido aprobado por el Consejo de Seguridad Nuclear, el pasado 21 de junio de 2022, lo que ha constituido un hito de gran relevancia para el proyecto y para Enresa.

## REFERENCIAS

- CSN. "INSTRUCCIÓN IS-13, DE 21 DE MARZO DE 2007, DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, SOBRE CRITERIOS RADIOLÓGICOS PARA LA LIBERACIÓN DE EMPLAZAMIENTOS DE INSTALACIONES NUCLEARES". BOE N° 109, DE 7 DE MAYO DE 2007.
- NRC. "CONSOLIDATED NMSS DECOMMISSIONING GUIDANCE. CHARACTERIZATION, SURVEY AND DETERMINATION OF RADIOLOGICAL CRITERIA. FINAL REPORT". NUREG-1757, VOLUMEN 2



# DESCLASIFICACIÓN DE MATERIALES RESIDUALES DE MUY BAJA ACTIVIDAD EN LA FÁBRICA DE ELEMENTOS COMBUSTIBLES DE JUZBADO

García García, D. (1)

(1) *Fábrica de Elementos Combustibles de Juzbado*

PALABRAS CLAVE: DESCLASIFICACIÓN, URANIO, ESPECTROMETRÍA,

## INTRODUCCIÓN

Desclasificación de Materiales residuales de muy baja actividad (plástico, textil, cable eléctrico y metal) que se genera en la Operación de la Fábrica de elementos combustibles que ENUSA tiene en Juzbado

## MATERIAL Y MÉTODOS

En la Fábrica de elementos combustibles de Juzbado se generan materiales residuales que por su origen pueden considerarse potencialmente desclasificables, la naturaleza de la dichos materiales es distinta, plásticos, cable eléctrico, textil y metal.

Se dispone de un detector de INa 3x3 para la desclasificación mediante espectrometría gamma. Dicho detector está caracterizado mediante simulación Monte Carlo lo que nos permite modelizar curvas de eficiencia.

Se presentan los aspectos analizados en la puesta en marcha de este equipo con el objetivo de cumplir con los requisitos establecidos por el CSN para la desclasificación:

- Espectrometría gamma del uranio.
- Unidad de valoración formada por bidón de 220 litros.
- Densidad máxima de las Unidades de Valoración.
- Distancia entre la Unidad de Valoración y el detector.
- Importancia del enriquecimiento (% en U235 en el proceso de desclasificación).
- Importancia del fondo ambiental en un detector del INa.
- Importancia de la naturaleza de material a desclasificar (plásticos, textil, cable eléctrico y metal).

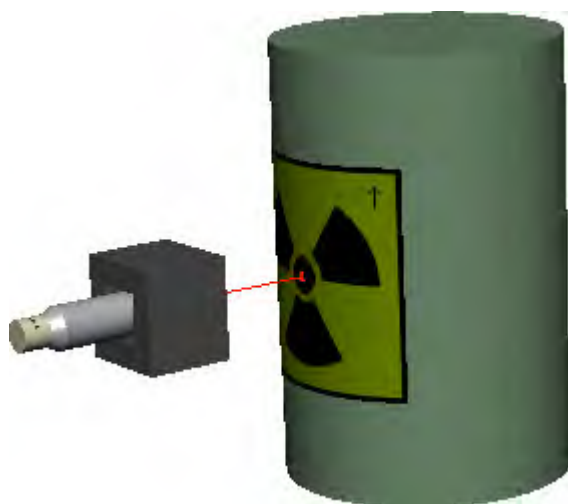


FIGURA 1: Esquema de medida

## RESULTADOS

El CSN ha aprobado el plan de pruebas correspondiente al proceso de desclasificación basado en el equipo de espectrometría gamma con un detector tipo INa 3x3 con las siguientes condiciones:

- Geometría de la medida: bidón de 220 litros
- Isotópico tipo de Uranio enriquecido hasta el 5% en U235 actualizado anualmente.



- Densidad aparente máxima de 1 g/cm<sup>3</sup>
- Materiales residuales con número atómico medio máximo inferior a 29
- Nivel de llenado mínimo de los bidones de 202 litros del 50%

#### CONCLUSIONES

La desclasificación de materiales cumpliendo los requisitos establecidos por el CSN establece un marco de trabajo que permite la reducción en la generación de residuos radiactivos procedentes de la Fábrica de Elementos Combustibles de Juzbado.

## ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

### ESTUDIO DE ACTIVACIÓN Y DESMANTELAMIENTO DE COLIMADORES ESPECÍFICOS DE PACIENTES EN INSTALACIONES DE PROTONTERAPIA CON SISTEMAS ACTIVOS

Castro Novais, J. (1); García Fernández, G. F. (2); Ben Alí, M. (2); Mazal, D. A. (1); Gallego, E. (2)

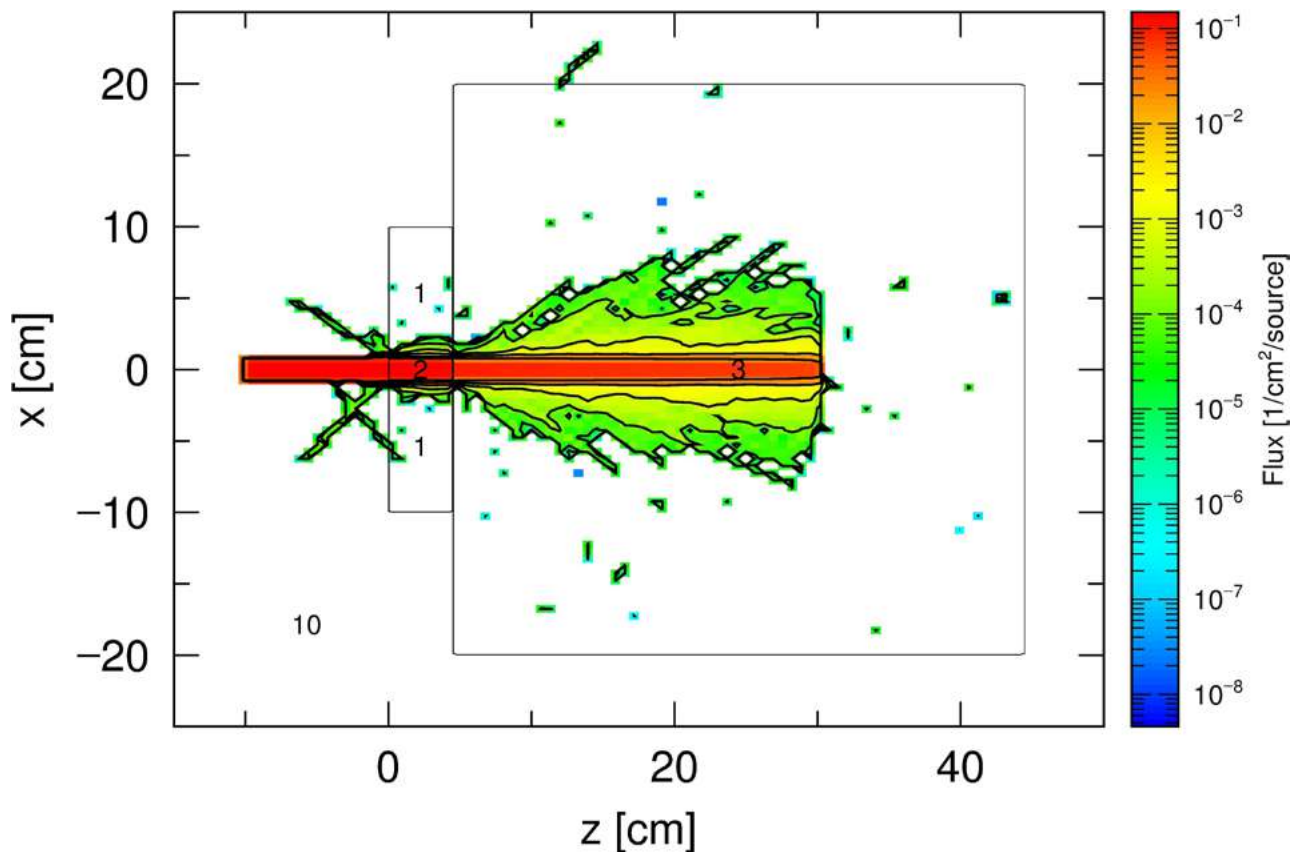
(1) Centro de Protonterapia Quirónsalud, (2) Universidad Politécnica de Madrid

#### PROPÓSITO

Los colimadores específicos del paciente en el extremo de la boquilla se utilizan en sistemas de terapia de protones activos, modos de escaneo de haz de lápiz (PBS), para mejorar la conformación del haz de protones y, a menudo, en tratamientos de radiocirugía. Estos elementos de línea de luz permiten mejorar el rendimiento de la terapia de protones, sin embargo, se activan y aumentan la producción de neutrones secundarios. El objetivo de este trabajo fue estudiar la activación de colimadores considerando haces clínicos, calculando tasas de dosis y actividades específicas, para implementar un proceso y protocolo de desmantelamiento seguro para los trabajadores expuestos.

#### MATERIALES Y MÉTODOS

En el estudio se utilizaron los códigos Monte Carlo MCNP6 y PHITS para analizar la interacción de haces de protones en dos tipos de colimadores, unos basados en cobre (>80%) y otros en aleaciones de plomo-estaño- bismuto. Las simulaciones se realizaron en base a una geometría aproximada, composición y algunas suposiciones sobre el perfil de la viga. También se consideraron los neutrones secundarios producidos al final de la tobera. Tras el estudio basado en cálculos, se fabricaron varios colimadores en el Centro de Protonterapia Quirónsalud (QPTC), Madrid, España, y se analizaron varias muestras mediante espectrómetros gamma y centelleadores.



## RESULTADOS

Se construyeron varios modelos semiempíricos con datos de cálculos de Monte Carlo y mediciones experimentales en el rango de haces de protones clínicos. Los radionucleidos más importantes después de un mes de la irradiación fueron  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{64}\text{Cu}$ ,  $^{65}\text{Ni}$ ,  $^{65}\text{Zn}$ ,  $^{123}\text{Sn}$ ,  $^{125}\text{Sn}$ . El modelo se desarrolló para los radionucleidos más relevantes, con diferencias de  $\pm 45\%$  entre datos experimentales y mediciones. Además de la activación de protones, los neutrones secundarios tienen una contribución sensible

# COMPROBACIÓN DEL AUMENTO DE DOSIS DEBIDO AL USO DE PROTECTORES GONADALES EN RADIOGRAFÍA DE PELVIS CON CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN: UN ENFOQUE DIDÁCTICO

Carrasco Vela, N. (1); Mingarro Carceller, J. (2); Bataller Martí, A. (2); García, B. (2); Santos Serra, A. (2)

(1) Hospital Clínico de Valencia, (2) Consorcio Hospital Provincial de Castellón

PALABRAS CLAVE: PROTECCIÓN GONADAL, CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN, PRODUCTO DOSIS-ÁREA, DOSIS SUPERFICIE DE ENTRADA, MOSFETS

## INTRODUCCIÓN

En 2022 se publicó una guía de consenso sobre el uso de protectores externos en contacto para pacientes sometidos a exploraciones radiológicas [1] en la cual se desaconseja su uso en la mayoría de situaciones.

La principal razón radica en que los protectores pueden afectar al control automático de exposición (CAE), usado en la actualidad de forma predeterminada, dando lugar a un aumento de dosis en los tejidos no protegidos.

Motivados por estas recomendaciones y buscando un enfoque didáctico hemos evaluado el impacto dosimétrico del uso del protector gonadal (PG) en radiografías pélvicas. Se ha medido el producto dosis-área (PDA), la dosis directa y dispersa en la superficie de entrada (DSE) y la dosis en puntos representativos de ovarios, colon y estómago.



## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizaron imágenes del maniquí RANDO® con y sin PG en tres salas: telemando APOLLO DRF de IRE (Rendimiento  $R=46.7 \mu\text{Gy}/\text{mAs}\cdot\text{m}^2$  y capa hemirreductora  $\text{HVL}=3.21 \text{ mmAl}$  medido en el control de calidad anual), telemando FDX Visionary de Fujifilm ( $R=29.8 \mu\text{Gy}/\text{mAs}\cdot\text{m}^2$ ,  $\text{HVL}=4.89 \text{ mmAl}$ ) y convencional Proteus de GE HealthCare ( $R=61.2 \mu\text{Gy}/\text{mAs}\cdot\text{m}^2$ ,  $\text{HVL}=3.02 \text{ mmAl}$ ). La técnica empleada fue 80kV, campo 43x43, distancia foco superficie 82 cm y cámara central del CAE activada.

El PDA se determinó con una cámara de transmisión Diamentor PTW; la DSE se midió con la sonda RTI Piranha orientada hacia el haz para la dosis directa y mirando al maniquí para la dispersa. Finalmente, cinco detectores MOSFETs calibrados en D-80 por el CND fueron colocados en distintas cavidades del maniquí. Se utilizó un lector mobileMOSFET de Best Medical junto con el programa D<sub>x</sub> POSURE.

## RESULTADOS

La TABLA 1 resume los mAs de corte, la PDA, la contribución directa y dispersa a la DSE y la dosis en algunas posiciones del maniquí medidas con los MOSFETs. También se midió la dosis en profundidad tras el PG (Ver como ejemplo la FIGURA 1).

|                                  | Telemando APOLLO DRF IRE |                   | Telemando FDX Visionary Fujifilm |                   | Convencional Proteus GE HealthCare |                     |
|----------------------------------|--------------------------|-------------------|----------------------------------|-------------------|------------------------------------|---------------------|
|                                  | SIN                      | CON               | SIN                              | CON               | SIN                                | CON                 |
| mAs                              | 19,03 ± 0,14             | 46,06 ± 0,16      | 14,71 ± 0,02                     | 31,22 ± 0,04      | 14,10 ± 0,10                       | 26,34 ± 0,02        |
| PDA(μGy m2)                      | 165,2 ± 0,3              | 378,83 ± 0,04     | 83,64 ± 0,12                     | 199,2 ± 0,9       | 161,73 ± 0,11                      | 227,7 ± 0,8         |
| DSE(mGy) pelvis central directa  | 1,5470 ± 0,0010          | 0,0067 ± 0,0005   | 0,8021 ± 0,0010                  | 0,00402 ± 0,00002 | 1,162 ± 0,002                      | 0,004052 ± 0,000002 |
| DSE(mGy) pelvis central dispersa | 0,1601 ± 0,0002          | 0,10263 ± 0,00006 | 0,1016 ± 0,0004                  | 0,06395 ± 0,00015 | 0,12323 ± 0,00012                  | 0,0423 ± 0,0002     |
| DSE(mGy) pierna directa          | 1,2893 ± 0,0006          | 2,444 ± 0,03      | 0,6424 ± 0,0002                  | 1,53 ± 0,003      | 0,969 ± 0,001                      | 1,135 ± 0,002       |
| DSE(mGy) pierna dispersa         | 0,1489 ± 0,0002          | 0,2489 ± 0,0008   | 0,1158 ± 0,0002                  | 0,1229 ± 0,0002   | 0,1158 ± 0,0002                    | 0,1229 ± 0,0002     |
| D(mGy) pelvis central            | 0,87 ± 0,04              | 0,44 ± 0,03       | 0,52 ± 0,04                      | 0,26 ± 0,03       | 0,81 ± 0,02                        | 0,36 ± 0,06         |
| D(mGy) pelvis izquierda anterior | 1,15 ± 0,09              | 2,48 ± 0,14       | 0,66 ± 0,05                      | 1,50 ± 0,10       | 0,97 ± 0,04                        | 1,72 ± 0,10         |
| D(mGy) abdomen anterior          | 1,21 ± 0,07              | 2,69 ± 0,13       | 0,63 ± 0,03                      | 1,43 ± 0,14       | 0,87 ± 0,09                        | 1,47 ± 0,07         |
| D(mGy) pelvis derecha posterior  | 0,1 ± 0,04               | 0,22 ± 0,03       | 0,087 ± 0,013                    | 0,135 ± 0,016     | 0,074 ± 0,018                      | 0,183 ± 0,016       |
| D(mGy) abdomen posterior         | 0,028 ± 0,019            | 0,087 ± 0,012     | 0,021 ± 0,015                    | 0,05 ± 0,03       | 0,05 ± 0,02                        | 0,058 ± 0,002       |

Tabla 1: Resultados obtenidos con y sin PG. La posición "pelvis central" es la única protegida por el PG.

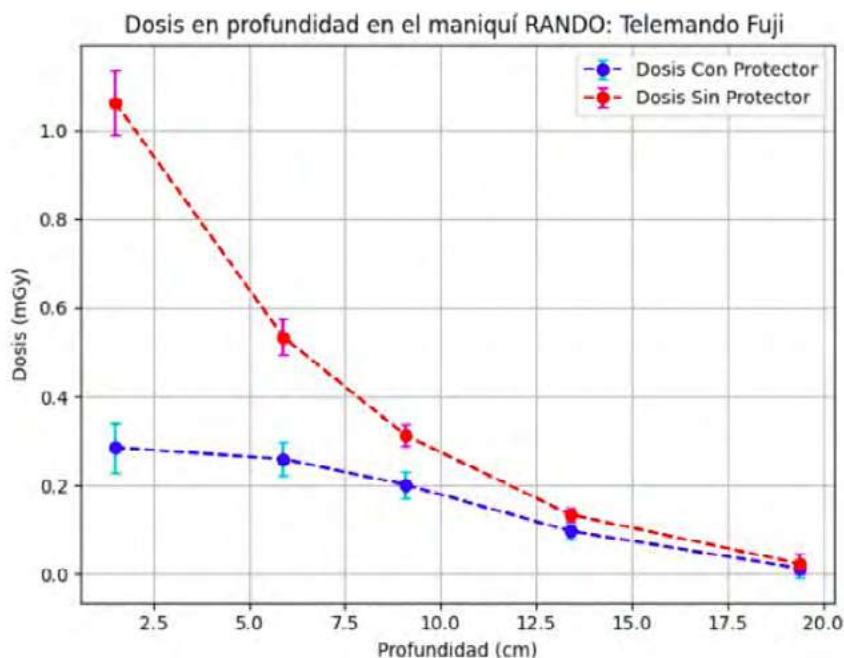


Figura 1: Dosis en profundidad medida con MOSFETs tras el PG en uno de los equipos.

## DISCUSIÓN

Aunque la DSE directa en una ubicación tras el PG se reduce más del 99.5%, siendo la dispersa la mayor contribución a la DSE en este caso; la PDA, la DSE y la dosis medidas con MOSFETs en ubicaciones no protegidas por el PG aumentan un factor cercano a 2.

Además, las medidas en profundidad demuestran que el beneficio en reducción de dosis tras el PG se reduce con la profundidad siendo prácticamente despreciable a partir de 10 cm.





Cabe destacar que una limitación del estudio fue el uso de un maniquí tamaño adulto.

## CONCLUSIONES

A pesar de las recientes recomendaciones, el uso de protección gonadal en radiografía de pelvis pediátrica es todavía común en algunos servicios de radiología debido al riesgo percibido por operadores y pacientes, su habitual colocación durante años, su disponibilidad y su facilidad de uso.

Nuestras medidas, realizadas con los propios equipos del hospital, concuerdan con las recomendaciones de las guías y sirvieron como apoyo en el momento de divulgar el abandono de los protectores gonadales en la rutina.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> EUROPEAN CONSENSUS ON PATIENT CONTACT SHIELDING. EUROPEAN JOURNAL OF MEDICAL PHYSICS. VOLUME 96, P198-203, APRIL 02, 2022

# ESTRATEGIA DE PRIORIZACIÓN DE PROTOCOLOS PEDIÁTRICOS DE TC PARA SU OPTIMIZACIÓN

Sánchez Noriega, K. (1)

(1) Hospital Universitario Príncipe de Asturias

PALABRAS CLAVE: TC PACIENTE PEDIÁTRICO OPTIMIZACIÓN

## INTRODUCCIÓN

La extensa cartera de procedimientos de TC para pacientes pediátricos se multiplica al establecerse varios grupos de edad o talla. Como resultado, resulta muy difícil abordar la optimización de todas las combinaciones resultantes, debiendo establecerse alguna forma de priorización. Pero llevarla a cabo simplemente de acuerdo a la frecuencia de realización del estudio despreciaría las diferencias en los niveles de exposición y los efectos que ésta produce según la localización y la edad del paciente.

En este trabajo se propone asignar un índice de prioridad a los protocolos pediátricos como estrategia para cribar los que puedan tener mayor impacto en la protección radiológica colectiva.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se diseñó un índice de prioridad ( $IP_{e,p}$ ) para cada combinación grupo de edad  $e$  y protocolo  $p$  que modula el número de estudios realizados para esa combinación ( $N_{e,p}$ ), multiplicándola por el producto dosis longitud ( $DLP_{e,p}$ ) y el factor de conversión  $k$  ( $k_{e,p}$ ) correspondientes, normalizando el resultado por el sumatorio de los de todos los grupos de edad y protocolos.

$$IP_{e,p} = \frac{N_{e,p} \cdot k_{e,p} \cdot DLP_{e,p}}{\sum_{e,p} N_{e,p} \cdot k_{e,p} \cdot DLP_{e,p}} \cdot 100$$

Los valores de los  $DLP_{e,p}$ , se tomaron de los NRD del Proyecto DOPOES II y los factores de conversión  $k_{e,p}$  se interpolaron a partir del documento 96 de la AAPM.

## RESULTADOS

Se calculó el  $IP$  de 44 combinaciones de protocolos y grupos de edad en los que se agruparon los estudios TC realizados durante 2022 a menores de 16 años en los TC de nuestro hospital (FIGURA 1).

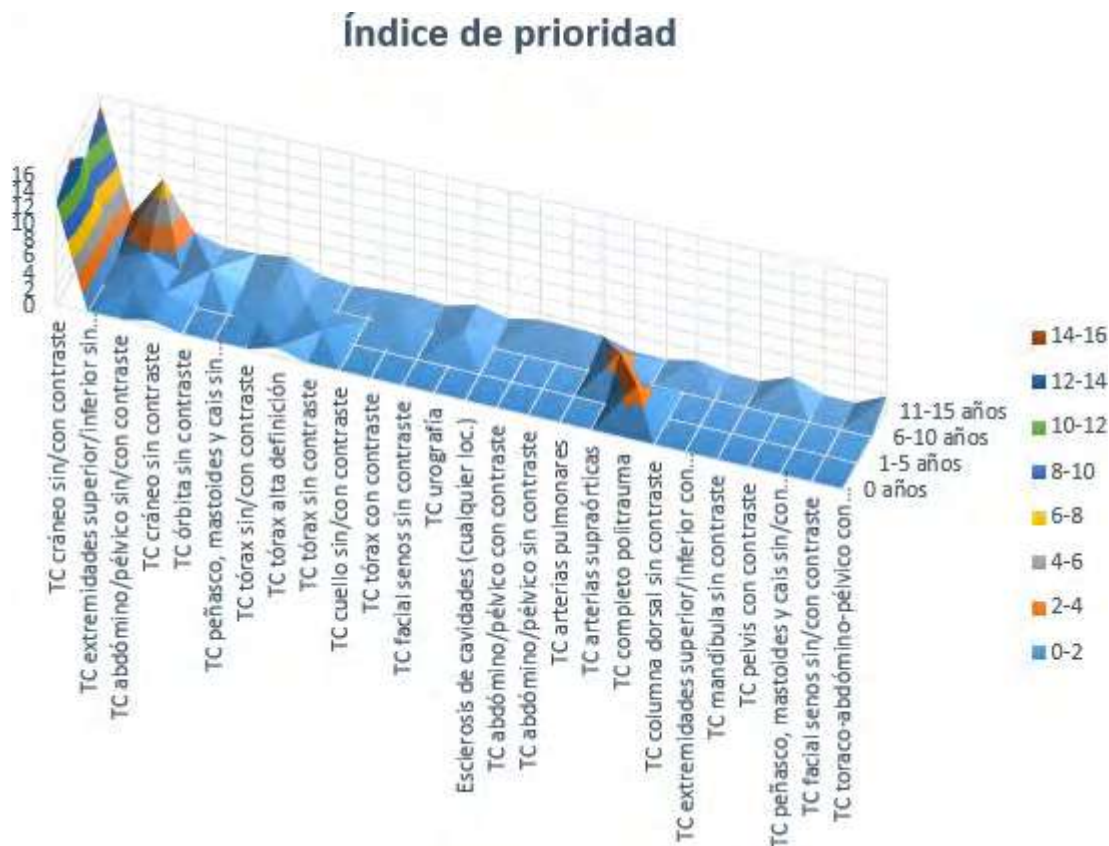


FIGURA 1. *IP* obtenidos para las exploraciones pediátricas de TC realizadas.

En la tabla 1 se compara cada integrante del top 10 de combinaciones de protocolos-edad con mayor *IP*, con su hipotético puesto si se siguiera un ordenamiento por frecuencia. Aunque las dos primeras combinaciones con mayores *IP* coinciden con las dos de mayor número de pacientes, a partir del tercer *IP* mayor se encuentran variaciones entre ambas estrategias. Por ejemplo, el quinto procedimiento en número de pacientes, (*TC de cráneo sin/con contraste*–0 años), ascendió al tercer puesto de prioridad al utilizar nuestro índice, mientras que la cuarta combinación por número de pacientes descendió al octavo según el *IP*.



TABLA 1. Top 10 de combinaciones protocolos-edad con mayor IP de las exploraciones pediátricas de TC realizadas.

| TOP 10 por IP | IP | Edad       | Protocolo                                       | Nº de pacientes | Orden según nº de pacientes |
|---------------|----|------------|-------------------------------------------------|-----------------|-----------------------------|
| 1             | 15 | 11-15 años | TC cráneo sin/con contraste                     | 38              | 1                           |
| 2             | 15 | 1-5 años   | TC cráneo sin/con contraste                     | 31              | 2                           |
| 3             | 13 | 0 años     | TC cráneo sin/con contraste                     | 16              | 5                           |
| 4             | 12 | 6-10 años  | TC cráneo sin/con contraste                     | 25              | 3                           |
| 5             | 8  | 11-15 años | TC abdómino/pélvico sin/con contraste           | 6               | 6                           |
| 6             | 3  | 1-5 años   | TC completo politrauma                          | 1               | 24                          |
| 7             | 3  | 6-10 años  | TC arterias supraórticas                        | 1               | 30                          |
| 8             | 2  | 11-15 años | TC extremidades superior/inferior sin contraste | 19              | 4                           |
| 9             | 2  | 11-15 años | TC cráneo sin contraste                         | 5               | 8                           |
| 10            | 2  | 11-15 años | TC toraco-abdómino-pélvico con contraste        | 1               | 44                          |

## DISCUSIÓN

La utilización del *IP* en nuestro hospital sirvió para enfocar la optimización en los protocolos donde previsiblemente se concentra una mayor dosis efectiva colectiva. Es de esperar que en centros con una distribución más compleja de edades y procedimientos, el beneficio alcanzado siguiendo esta estrategia sea mayor, teniendo en cuenta que un TC de abdomen/pelvis típico de un paciente de 0 años (~7,8 mSv) puede suponer más del cuádruple de dosis efectiva que un TC de tórax de un paciente de 1-5 años (~1,7 mSv).

## CONCLUSIONES

Para optimizar eficientemente la dosis colectiva en centros con disponibilidad limitada, las estrategias de priorización de protocolos pediátricos en TC para su optimización deberían contemplar, además de la frecuencia de los estudios, la edad del paciente y el protocolo de exploración.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> PROYECTO DOPOES II: NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD) Y ESTIMACIÓN DE DOSIS POBLACIONAL EN ESPAÑA. CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR Y UNIVERSIDAD DE MÁLAGA (2022).
- <sup>2</sup> AAPM REPORT NO. 96: THE MEASUREMENT, REPORTING, AND MANAGEMENT OF RADIATION DOSE IN CT, REPORT OF AAPM TASK GROUP 23 OF THE DIAGNOSTIC IMAGING COUNCIL CT COMMITTEE. AAPM (2008).



## GESTIÓN DE DOSIS OCUPACIONAL CONJUNTAMENTE CON LA DOSIS A PACIENTE PARA RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Sanchez, R. (1); Vañó, E. (2); Fernández, D. (3); Ten Morón, J. I. (4); Fernández, J. M. (1)

(1) Hospital Clínico San Carlos, IdISSC y Universidad Complutense de Madrid, (2) Instituto de Investigación Sanitaria San Carlos y Universidad Complutense de Madrid, (3) Universidad Francisco de Vitoria, (4) Hospital Clínico San Carlos

**PALABRAS CLAVE:** PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, DOSIS OCUPACIONAL, RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA, CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA.

### INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

La disciplina de la radiología intervencionista proporciona grandes beneficios a los pacientes ya que permite el tratamiento de enfermedades graves (isquemia cardiaca, implantes valvulares, aneurismas o malformaciones arteriovenosas entre otras) de un modo mínimamente invasivo, evitando los riesgos de la cirugía mayor y reduciendo el tiempo de hospitalización de los pacientes. Si bien puede ser necesario el uso intensivo de rayos-X tanto para el paciente como los profesionales, que deben ser gestionadas adecuadamente.

En el caso de los profesionales, éstos han sido identificados como personal en riesgo de superar el límite de dosis en cristalino [1], y otros estudios [2-7] han descrito una prevalencia en las opacidades en cristalino en el colectivo de los intervencionistas. Hoy en día sigue siendo un reto para los profesionales de la física médica y la protección radiológica la seguridad radiológica de estos profesionales.

En este trabajo se describe un sistema de gestión de la dosis ocupacional basado en dosímetros electrónicos que ha sido desarrollado en el marco del proyecto EDOCI financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear.

### MÉTODOS

Este sistema se basa en el uso personal (e intransferible) de dosímetros electrónicos por los profesionales por fuera del delantal. Los dosímetros envían registros de la dosis equivalente personal  $H_p(10)$  cada segundo a unos "hubs" localizados en la sala de intervencionismo. Los "hubs" sincronizan los registros de dosis ocupacional con el registro de los indicadores de dosis a los pacientes durante los procedimientos, estructurándolos a nivel de evento y de procedimiento radiológico, en una base de datos. Un sistema de información sirve los datos de dosis ocupacional personal junto con la dosis impartida a los pacientes a través de aplicaciones web.

### RESULTADOS

Se han acumulado registros en 8 salas de intervencionismo para 29 profesionales (intervencionistas, enfermeros y técnicos). El sistema muestra diferencias de un factor 2 en la dosis acumulada  $H_p(10)$ /procedimiento por fuera del delantal (68 vs 32  $\mu\text{Sv}$ /procedimiento) entre profesionales de un mismo departamento. Los desvíos portosistémico intrahepático transyugular (TIPS) son los procedimientos con mayor promedio de dosis registrada con 240  $\mu\text{Sv}$ /proc. En hemodinámica, los implantes de válvulas aórticas (TAVI) fueron los procedimientos con mayor  $H_p(10)$  promedio 36  $\mu\text{Sv}$ /proc. Este análisis puede hacerse de un modo personalizado para cada trabajador y cada procedimiento puede ser analizado en una línea temporal, buscando las situaciones con mayores dosis ocupacionales en los que se ha podido descuidar la protección.

### CONCLUSIONES

Gracias a este sistema, los físicos médicos y los intervencionistas pueden profundizar en la optimización analizando aquellos procedimientos o situaciones que más contribuyen en las dosis ocupacionales.

### AGRADECIMIENTOS

Los autores quieren agradecer al Consejo de Seguridad Nuclear su soporte en el proyecto EDOCI.

### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> EUROPEAN RADIATION DOSIMETRY GROUP EV AND VANHAVERE 2012 F ORAMED: OPTIMIZATION OF RADIATION PROTECTION OF MEDICAL STAFF (BRAUNSCHWEIG: EUROPEAN RADIATION DOSIMETRY)
- <sup>2</sup> CIRAJ-BJELAC O, REHANI M M, SIM K H, LIEW H B, VANO E AND KLEIMAN N J 2010 RISK FOR RADIATION-INDUCED CATARACT FOR STAFF IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY: IS THERE REASON FOR CONCERN? CATHET. CARDIOVASC. INTERV. 76 826–34
- <sup>3</sup> CIRAJ-BJELAC O, REHANI M, MINAMOTO A, SIM K H, LIEW H B AND VANO E 2012 RADIATION-INDUCED EYE LENS CHANGES AND RISK FOR CATARACT IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY CARDIOLOGY 123 168–71



- <sup>4</sup> JACOB S, BOVEDA S, BAR O, BRÉZIN A, MACCIA C, LAURIER D AND BERNIER M-O 2013 INTERVENTIONAL CARDIOLOGISTS AND RISK OF RADIATION-INDUCED CATARACT: RESULTS OF A FRENCH MULTICENTER OBSERVATIONAL STUDY INT. J. CARDIOL. 167 1843–7
- <sup>5</sup> VANO E, KLEIMAN N J, DURAN A, ROMANO-MILLER M AND REHANI M M 2013 RADIATION-ASSOCIATED LENS OPACITIES IN CATHETERIZATION PERSONNEL: RESULTS OF A SURVEY AND DIRECT ASSESSMENTS J. VASC. INTERV. RADIOL. 24 197–204
- <sup>6</sup> BITARAFAN RAJABI, AHMAD ET AL. "IONIZING RADIATION-INDUCED CATARACT IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY STAFF." RESEARCH IN CARDIOVASCULAR MEDICINE VOL. 4,1 E25148. 22 JAN. 2015, DOI:10.5812/CARDIOVASCMED.25148
- <sup>7</sup> SEALS K F, LEE E W, CAGNON C H, AL-HAKIM R A AND KEE S T 2016 RADIATION-INDUCED CATARACTOGENESIS: A CRITICAL LITERATURE REVIEW FOR THE INTERVENTIONAL RADIOLOGIST CARDIOVASC. INTERV. RADIOL. 39 151–60

## CAMPAÑAS DE MEDIDA PARA LA IDENTIFICACIÓN DE LOS PUESTOS DE TRABAJO DEL ÁMBITO SANITARIO Y DE INVESTIGACIÓN SUSCEPTIBLES DE RECIBIR DOSIS ANUALES EN CRISTALINO SUPERIORES A 6 MSV

Ginjaume, M. (1); Sánchez Casanueva, R. (2); Torras, A. (3); Vañó Carruana, E. (4); Fernández Soto, J. M. (2); Roig Costa, M. (3); Tormo Heras, M. L. (5); Duch Guillen, M. A. (3)

(1) Instituto De Técnicas Energéticas–Universidad Politécnica De Cataluña (UPC), (2) Hospital Clínico San Carlos, (3) Universidad Politécnica De Cataluña, (4) Universidad Complutense, (5) Consejo De Seguridad Nuclear

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA OCUPACIONAL, CRISTALINO, INTERVENCIONISMO

### INTRODUCCIÓN

La reducción del límite de dosis equivalente anual en cristalino para los trabajadores a 20 mSv representa un reto en el diseño de los programas de vigilancia dosimétrica y la implantación de nuevas estrategias de protección radiológica en algunos puestos de trabajo.

En el marco del proyecto "Estimaciones de dosis ocupacionales en cristalino en instalaciones sanitarias y de investigación (EDOCI). Propuestas de vigilancia radiológica individual" se han llevado a cabo diversas campañas de medida para identificar los colectivos del ámbito sanitario y de investigación que pueden verse afectados por el nuevo límite de dosis. El estudio también analiza diversas técnicas dosimétricas para la determinación de las dosis en cristalino.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Las campañas de medida se han realizado en diversos centros sanitarios españoles y en un centro de investigaciones cardiovasculares. En total han participado 57 facultativos intervencionistas, 9 diplomados universitarios en enfermería, 21 trabajadores del área de la medicina nuclear y 5 investigadores. En las campañas se han utilizado dosímetros pasivos de cristalino y de solapa y dosímetros de lectura directa marca *RaySafe*, modelo *i3* y marca *Thermo Scientific* modelo *EPD Mk2*.

Las medidas experimentales se han completado con un análisis de los registros dosimétricos oficiales de los últimos años de personal sanitario de servicios de medicina nuclear, cardiología y radiología intervencionistas.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados de las campañas de medida han permitido identificar puestos de trabajo en los que se considera adecuado implantar un procedimiento específico basado en mediciones individuales para el control dosimétrico del cristalino (dosis anuales en cristalino superiores a 6 mSv). En procedimientos guiados por fluoroscopia se han estimado dosis equivalentes anuales en el cristalino de 15 mSv e incluso en algunos casos superiores a 20 mSv. En este ámbito específico se han observado diferencias importantes en los niveles de exposición en función de la categoría profesional, tipo de actividad realizada, complejidad del procedimiento y carga de trabajo. También se ha podido comprobar que el uso de sistemas de protección ocular permite reducir los niveles de exposición de manera sustancial. El estudio destaca la importancia de la optimización de las prácticas y la formación de los profesionales para mantener las dosis ocupacionales tan bajas como sea posible.

En prácticas intervencionistas, que son los puestos de trabajo en los que se ha identificado mayor potencial de exposición del cristalino, se ha comprobado que el dosímetro de solapa situado encima del delantal permite una buena estimación de la dosis a la altura de los ojos, si bien ha de corregirse la lectura multiplicando por un factor comprendido entre 0.75 y 0.9, lo que está de acuerdo con lo publicado hasta el momento.



## CONCLUSIONES

Los resultados de las campañas junto con recomendaciones internacionales sobre esta temática se han utilizado para la elaboración de una guía práctica que describe una metodología para identificar los colectivos afectados por el nuevo límite de dosis en cristalino y para llevar a cabo el control dosimétrico individual, señalando las ventajas y limitaciones de las distintas técnicas disponibles.

## ANÁLISIS Y RESULTADOS DE UNA ENCUESTA NACIONAL SOBRE SEGURIDAD DEL PACIENTE

Pinto Monedero, M. (1); Santos Serra, A. (2); Jornet Sala, N. (3); Prieto Martín, C. (4); Rot, M. J. (5); Saldaña Gutiérrez, P. (6); Moreno Saiz, C. (7); Beltrán Vilagrasa, M. (8)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, (2) Hospital Provincial de Castelló, (3) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, (4) Hospital Universitario La Princesa, (5) Hospital Universitario 12 de octubre, (6) Hospital Universitari de Bellvitge, (7) Hospital Universitario Clínico San Cecilio, (8) Hospital Vall d'Hebron.

PALABRAS CLAVE: SEGURIDAD DEL PACIENTE, ENCUESTA, COMISIÓN DE SEGURIDAD

## INTRODUCCIÓN

La Comisión de Seguridad del Paciente (CSP) de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) realizó una encuesta con el objetivo de conocer el estado de implementación de herramientas de gestión seguridad del paciente en los servicios de Radiofísica y Protección Radiológica (SRPR) y en los servicios que utilizan radiaciones ionizantes.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se elaboró una encuesta con 51 preguntas agrupadas en 7 bloques (datos de identificación, gestión de la calidad, gestión de la seguridad, sistema de notificación y aprendizaje de incidentes, análisis del riesgo, cultura de seguridad y comentarios generales) con la herramienta *Microsoft Forms*. Se envió a todos los socios de la SEFM y estuvo habilitada durante un mes para su respuesta.

Se ha realizado un análisis de las respuestas agrupadas por centros.

## RESULTADOS

Se han obtenido 40 respuestas válidas procedentes de 32 centros diferentes. En un 77% de los centros que respondieron la encuesta existe una comisión o grupo de seguridad del paciente y, de ellos, el radiofísico forma parte de ella en un 65% de los casos. Los resultados más relevantes en relación con la existencia de grupos de seguridad específicos para el uso seguro de las radiaciones ionizantes se resumen en la figura 1.



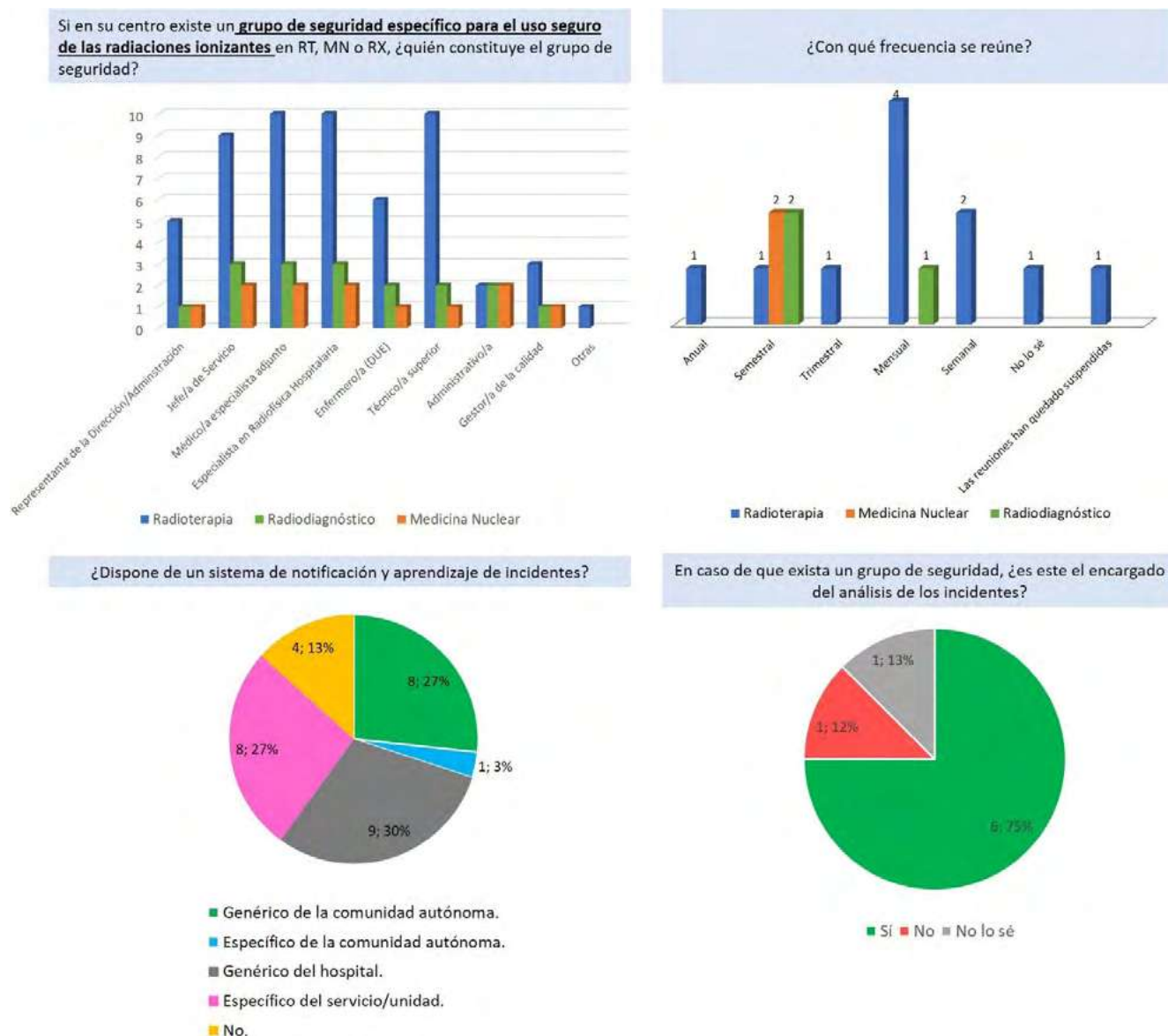


FIGURA 1: Resumen de preguntas relativas al funcionamiento de grupos de seguridad del paciente.

Respecto al uso de sistemas de notificación y aprendizaje de incidentes (ver figura 2), un 27% de los centros utilizan un sistema específico (de radiaciones ionizantes) del servicio frente al 54% que emplea un sistema genérico de la comunidad autónoma y del hospital. De los 8 centros que tienen un sistema interno de notificación, la mitad notifica incidentes únicamente en el área de radioterapia y 3 centros, en las tres áreas de radioterapia, radiodiagnóstico y medicina nuclear. Un 97% de los encuestados creen que sería útil disponer de un sistema de notificación de incidentes específico a nivel nacional.

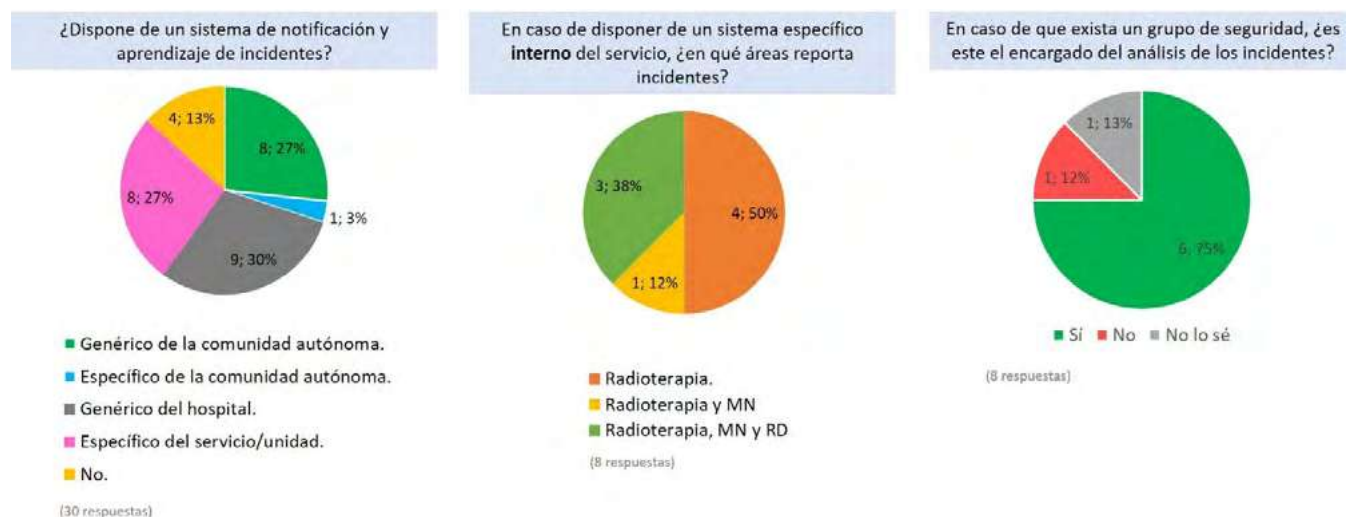


FIGURA 2: Resumen de preguntas relativas al uso de sistemas de notificación y aprendizaje de incidentes.

## DISCUSIÓN

Se estima que las respuestas obtenidas nos ofrecen información de una muestra del 20% de los centros de nuestro país. Se considera que existe un posible sesgo por falta de respuesta, de aquellos miembros con menor implicación en materia de seguridad, por lo que los resultados obtenidos podrían mostrar una situación más favorable que la real.

## CONCLUSIONES

La encuesta ha permitido detectar las necesidades de los servicios que han respondido la encuesta en materia de seguridad de cara a establecer los objetivos de la CSP. Fomentar e incrementar la cultura de seguridad, implicando a la mayoría de los profesionales, es el principal reto al que se enfrentan los centros en opinión de los profesionales encuestados.

# IMPLEMENTACIÓN Y PUESTA EN MARCHA DE LA PRIMERA FASE DEL BANCO NACIONAL DE DOSIS A PACIENTE

Gracia Ochoa, M. (1); Catret Mascarell, J. V. (1); Abad Mocholí, D. (1); Montaner Alemany, A. (1); Sánchez Relucio, J. C. (1); Pamos Navas, J. L. (1); Bosch Morell, A. M. (1); Alegre Gómez, A. (1)  
(1) Centro Nacional de Dosimetría

PALABRAS CLAVE: SEGURIDAD DEL PACIENTE; NIVELES DE REFERENCIA; OPTIMIZACIÓN; DOSIS A PACIENTE;

## INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

El proyecto de creación del Banco Nacional de Dosis a Paciente (BNDP) surge con el objetivo de poner a disposición de los Servicios de Salud herramientas de vanguardia destinadas a mejorar la seguridad del paciente y la calidad del servicio, en el ámbito de la Protección Radiológica.

Los objetivos específicos son:

- Establecer niveles de referencia para el diagnóstico (NRD) en España de manera dinámica y actualizables periódicamente.
- Realizar el registro, control y seguimiento de las dosis de radiación ionizante que reciben los pacientes del Sistema Nacional de Salud (SNS), mediante la aplicación de las nuevas TIC.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se propone la creación de una plataforma de información, a través del Instituto Nacional de Gestión Sanitaria (INGESA), gestionada por el Centro Nacional de Dosimetría. Durante la fase actual del proyecto, ha sido implementada la Plataforma de Investigación de Indicadores Dosis a Paciente o PIDAP, y el módulo de registro de dosis del banco.



La información se abre a la comunidad científica, simplificando el acceso a los datos, su evaluación y la difusión de los resultados, manteniendo, en todo momento, estrictos estándares de seguridad y un modelo de investigación responsable en la gestión de los datos personales.

El recorrido del dato dentro del BNDP es el siguiente:

1. El sistema de gestión de dosis de cada institución envía los nuevos datos recogidos al banco, de acuerdo con reconocidos estándares internacionales.
2. Los datos son normalizados mediante una innovadora herramienta “inteligente”, que permite afrontar la gran heterogeneidad de datos procedentes de los diferentes servicios de salud.
3. Las herramientas estadísticas y de Machine Learning integradas en el banco dan soporte al ciclo completo del dato.
4. La información es explotada por parte del personal sanitario de cada institución a través de cuadros de mando dinámicos, adaptables a sus necesidades, facilitando profundizar en sus propios datos y la comparación con otros datos contenidos en el banco.

## DISCUSIÓN

Esta aproximación permite dinamizar los procesos de generación de los NRDs, punto esencial y con gran debate internacional en el ámbito de la física médica. Actualmente, la generación de los NRDs representa el trabajo, en muchos casos manual, de numerosos profesionales altamente especializados, repartidos entre diversas instituciones.

Los datos almacenados se analizarán, no solo por métodos estadísticos habituales, si no también mediante técnicas de Inteligencia Artificial, permitiendo identificar patrones o relaciones difícilmente detectables por medio de técnicas convencionales, posicionando a nuestro país en el liderazgo de esta aplicación en el ámbito internacional.

## CONCLUSIÓN

Durante esta fase, se ha creado un repositorio de datos anonimizados que permitirá, entre otras funciones, establecer NRDs de manera dinámica, actualizables periódicamente.

Los datos almacenados se analizarán por métodos estadísticos habituales y avanzadas técnicas de Inteligencia Artificial. Se proporcionará acceso dinámico a los datos y resultados de los análisis mediante herramientas de inteligencia empresarial.

Gracias a estas funcionalidades, el BNDP permitirá mejorar la seguridad del paciente y la calidad del servicio, en el ámbito de la Protección Radiológica.

---

# ANÁLISIS MODO DE FALLO EFECTOS PARA EL USO DE SGRT EN TRATAMIENTOS DE SRS

Sánchez Rubio, P. (1); Pinto Monedero, M. (1); Rodríguez Romero, R. (1); Isabel Santos, C. (1); Martínez Ortega, J. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta De Hierro Majadahonda

PALABRAS CLAVE: AMFE (FMEA); SGRT; SRS

## INTRODUCCIÓN

La radioterapia guiada por superficie (SGRT) se ha incorporado a los flujos de trabajo de SRS ya que permite realizar control inter e intrafracción incluso, para haces no coplanares, con la precisión requerida. Puesto que su uso en este tipo de tratamientos es relativamente novedoso, y que la severidad de los posibles errores es elevada debida a las altas dosis administradas en una única sesión, conviene identificar los posibles fallos potenciales, determinar sus causas e idear estrategias que ayuden reducir los riesgos del proceso radioterápico SGRT-SRS.

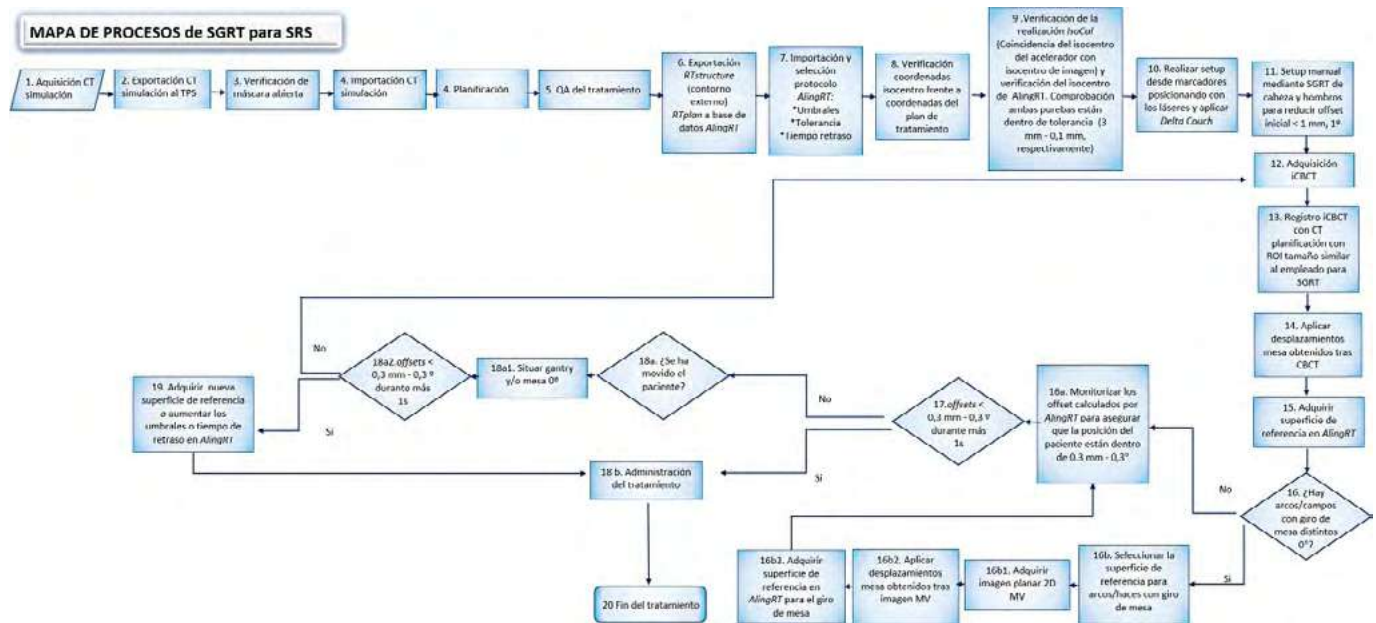
El objetivo de este trabajo es realizar un análisis modo de fallo y efecto (AMFE) del proceso SGRT-SRS *frameless* de nuestro centro.

## MATERIAL Y MÉTODO

El análisis AMFE fue realizado por radiofísicos y técnicos de radioterapia, por ser los responsables de los pasos implicados en el proceso SGRT-SRS realizado en un acelerador Varian TrueBeamSTx con *AlingRTv6.2* (Vision RT). Se definió el mapa de procesos (figura 1) para identificar las tareas en las que interviene la SGRT. se analizaron los posibles fallos y una lista de las causas y efectos potenciales, cuyos riesgos fueron evaluados por cada participante individualmente, puntuando la ocurrencia (O), severidad (S)



y detectabilidad (D), según las escalas recogidas en el TG-100<sup>1</sup>. Se calculó el *risk priority number* (RPN) a partir de los valores promedio de O, S y D.



## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

De los 20 pasos definidos en el mapa de procesos, 11 fueron específicos de SGRT, dentro de los cuales se identificaron 5 para los que se determinaron 9 modos de fallo, algunos de los cuales conllevaron los mismos efectos (tabla 1). Ninguno de los modos de fallo fue calificado con valores de O, S y/o D de 10. Se asignó un valor de O=9 para el fallo en el que AlingRT indica movimiento del paciente, cuando este no es real, debido a la oclusión de algunos de los PODs (*Position Optical Devices*). Realmente, este no puede considerarse un fallo del sistema, sino más bien una limitación técnica para los casos en que el gantry puntualmente ocluye un POD para una posición angular de un arco o un haz de un tratamiento DIMRT. El mayor RPN (101) se obtuvo para el caso en que se produce la interrupción del haz, pero no con la exigencia requerida por seleccionar un protocolo con tolerancias superiores a las permitidas o establecer un tiempo de retraso superior a 1s.

Al igual que indican otros autores<sup>2-3</sup>, la SGRT no aporta etapas al proceso de SRS que impliquen un riesgo elevado. Además, en nuestro centro, la SGRT no ha sustituido a los controles de imagen, y además, ha aportado una barrera adicional para el control intrafracción del que no se disponía previamente.

## CONCLUSIONES

La SGRT no introduce riesgos significativos en los tratamientos de SRS aportando mayor seguridad al introducir una barrera adicional. El análisis AMFE permitió detectar los modos de fallo más relevantes dentro del proceso SGRT-SRS

## REFERENCIAS

- HUQ MS, FRAASS BA, DUNSCOMBE PB, GIBBONS JP JR, IBBOTT GS, MUNDT AJ, MUTIC S, PALTA JR, RATH F, THOMADSEN BR, WILLIAMSON JF, YORKE ED. THE REPORT OF TASK GROUP 100 OF THE AAPM: APPLICATION OF RISK ANALYSIS METHODS TO RADIATION THERAPY QUALITY MANAGEMENT. MED PHYS. 2016 JUL;43(7):4209. DOI: 10.1118/1.4947547. PMID: 27370140; PMCID: PMC4985013
- MASINI L, DONIS L, LOI G, MONES E, MOLINA E, BOLCHINI C, KRENGLI M. APPLICATION OF FAILURE MODE AND EFFECTS ANALYSIS TO INTRACRANIAL STEREOTACTIC RADIATION SURGERY BY LINEAR ACCELERATOR. PRACT RADIAT ONCOL. 2014 NOV-DEC;4(6):392-7. DOI: 10.1016/j.prro.2014.01.006. EPUB 2014 MAR 12. PMID: 25407860
- MANGER, R.P., PAXTON, A.B., PAWLICKI, T. AND KIM, G.-Y. (2015), FAILURE MODE AND EFFECTS ANALYSIS AND FAULT TREE ANALYSIS OF SURFACE IMAGE GUIDED CRANIAL RADIOSURGERY. MED. PHYS., 42: 2449-2461.



## IMPACTO DEL USO DE HACES SIN FILTRO EN EL BLINDAJE

Ruiz Manrique, C. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Pérez González, M. A. (1); Fernández Benítez, M. (1); Martín Viera Cueto, J. A. (1); Bodineau Gil, C. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

### INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es el estudio de las barreras de protección en un acelerador lineal en el que se opera con haces filtrados (FF) y sin filtro aplanador (FFF) de 6 MV.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para el cálculo del espesor del blindaje, se hizo una consulta bibliográfica de los valores de CDR de los haces con y sin filtro.

Se realizó un estudio de la carga de trabajo en un acelerador TrueBeam (VMS, Palo Alto, CA). Se obtuvieron los datos de pacientes tratados en cinco días diferentes, identificándose la dosis prescrita, la técnica usada y el número de UM.

Se seleccionaron 30 tratamientos planificados en 3DCRT y VMAT, con los sistemas de planificación PCRT y Pinnacle respectivamente, obteniéndose así el aumento de UM al pasar de una técnica a otra ( $C_1$ ), para la corrección de la carga de trabajo de fuga.

Para los haces sin filtro, se tienen en cuenta dos factores más, que fueron consultados en Vassiliev<sup>(1)</sup> y Titt et al.<sup>(2)</sup>:  $C_2(0,5)$ : cociente entre el número de UM que se requieren para administrar los tratamientos con y sin filtro.

$C_3(0,9)$ : disminución de la corriente de electrones para producir 1 UM al eliminar el filtro.

$$W_L(FF) = C_1 / \text{cdot} W_{pri}$$

$$W_L(FF) = C_1 / \text{cdot} C_2 / \text{cdot} C_3 / \text{cdot} W_{pri}$$

Por último, se hizo un cálculo de barreras en el acelerador suponiendo que los tratamientos de VMAT se realizan con haces sin filtro y los planificados con 3DCRT se realizan con haces filtrados.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### A. Valores de CDR.

En la tabla 1 se adjuntan los valores de CDR tomados del NCRP 151<sup>(3)</sup> (para FF) y de S. Kry et. al.<sup>(4)</sup> (para FFF).

| Radiación | CDR <sub>1</sub> (cm) |          | CDR <sub>e</sub> (cm) |          |
|-----------|-----------------------|----------|-----------------------|----------|
|           | 6 MV FF               | 6 MV FFF | 6 MV FF               | 6 MV FFF |
| Primaria  | 37                    | 30       | 33                    | 27       |
| Dispersa  | 17                    | 17       | 17                    | 17       |
| Fuga      | 34                    | 29       | 29                    | 25       |

TABLA 1. Valores CDR para hormigón

Los valores de los CDR para haces FFF serían un 18% más pequeños que los considerados en el NCRP 151 para el haz primario y un 15% menores para fuga.

#### B. Carga de trabajo de la radiación de fuga (WL).

Tras el estudio de los tratamientos se obtuvieron los siguientes datos:

El 80% de los tratamientos son realizados con VMAT frente al 20% con 3DCRT.



La carga de trabajo en el isocentro fue 490 Gy/semana. Para el factor  $C_1$  se obtuvo un valor de 2,7. En los cálculos se han usado para dichos valores 600 Gy/semana y 3,5 respectivamente para ser más conservadores.

Se obtienen las correspondientes cargas de trabajo:

$$W_{\text{pri}}=600 \text{ Gy/semana}$$

$$W_L(\text{FF})=2100 \text{ Gy/semana}$$

$$WL(\text{FFF})=1176 \text{ Gy/semana}$$

Se obtiene una reducción de  $W_L$  del 44%.

C. Cálculo de barreras para haces FF y FFF en nuestro acelerador.

Se comparan los resultados de espesores de barrera de hormigón convencional, para un búnker del servicio para los casos descritos anteriormente. Los resultados se encuentran en la tabla 2.

| Barrera | Tipo       | Espesor de barrera (cm)<br>Haces 6 MV FF | Espesor de barrera (cm)<br>Haces 6 MV FFF | Disminución<br>del espesor (%) |
|---------|------------|------------------------------------------|-------------------------------------------|--------------------------------|
| 1       | Primaria   | 150                                      | 125                                       | 17                             |
| 2       | Primaria   | 130                                      | 105                                       | 18                             |
| 3       | Primaria   | 115                                      | 95                                        | 17                             |
| 4       | Primaria   | 135                                      | 110                                       | 19                             |
| 5       | Secundaria | 75                                       | 65                                        | 13                             |
| 6       | Secundaria | 75                                       | 65                                        | 13                             |
| 7       | Secundaria | 65                                       | 55                                        | 15                             |
| 8       | Secundaria | 80                                       | 70                                        | 13                             |

TABLA 2. Comparación de espesores en barrera con el uso de haces sin filtro

## CONCLUSIONES

Al implementar el uso de haces FFF en los tratamientos de VMAT, se obtiene a una disminución del espesor de las barreras de protección de hasta un 19%. Con las barreras existentes, la exposición ocupacional sería menor.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> VASSILIEV ET AL. "TREATMENT PLANNING STUDY OF LIVER CANCER TREATMENTS WITH A FLATTERING FILTER FREE LINEAR ACCELERATOR", MEDICAL PHYSICS, VOL. 33, N° 6 (2006)
- <sup>2</sup> TITT ET AL. "MONTE CARLO STUDY OF BACKSCATTER IN A FLATTENING FILTER FREE CLINICAL ACCELERATOR", MEDICAL PHYSICS, VOL. 3, N° 9 (2006)
- <sup>3</sup> NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRP), "STRUCTURAL SHIELDING DESIGN AND EVALUATION FOR MEGAVOLTAGE X AND GAMMA RAY RADIOTHERAPY FACILITIES", BETHESDA MD. NCRP 151 (2005)
- <sup>4</sup> KRY S. ET AL. "TREATMENT VAULT SHIELDING FOR A FFF MEDICAL LINEAR ACCELERATOR", PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, VOL. 54, N° 5





## VERIFICACIÓN DE DETECTORES DE NEUTRONES EN UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA

Martínez Francés, E. (1); Morán Velasco, V. (1); Soria Ruiz-Ogarrio, L. (1); Cuenca Bandín, T. (2); Martí Climent, J. M. (2)

(1) Clínica Universidad de Navarra sede Madrid, (2) Clínica Universidad de Navarra sede Pamplona

PALABRAS CLAVE: PROTONTERAPIA, DETECTOR DE NEUTRONES, VERIFICACIÓN, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

### INTRODUCCIÓN

En una instalación de protonterapia la radiación secundaria de neutrones representa el mayor riesgo de irradiación para los trabajadores expuestos. El espectro de dichos neutrones es muy amplio, desde neutrones térmicos hasta la energía máxima de los protones primarios (226 MeV). Para cumplir el programa de vigilancia radiológica ambiental establecido, nuestra instalación de protonterapia cuenta con cuatro detectores de neutrones fijos y uno portátil. El objetivo es desarrollar un método para la verificación de los detectores *in situ*, aprovechando el campo neutrónico de la instalación.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Los detectores de neutrones son del modelo WENDI-II (Thermo Scientific) con un rango energético de

0.025 eV a 5 GeV (tasa: 0.001-10<sup>5</sup> µSv/h) y calibrados en  $H^*(10)$  frente a una fuente de Am<sup>241</sup>-Be<sup>9</sup>. Se registra, en modo continuo, el promedio en un minuto de la tasa de dosis ambiental medida con los detectores fijos. Del portátil se recoge la dosis integrada en el tiempo de medida.

Para la verificación, se irradia un maniquí de agua (35x35x40 cm<sup>3</sup>) centrado en el isocentro con un haz de protones (gantry 270°, 226 MeV, spot fijo). Los detectores fijos se colocan según la FIGURA 1 (el que monitoriza la sala de control se recoloca en el mismo lugar que el de la sala de tratamiento, en medidas sucesivas) y el portátil sobre la mesa de tratamiento (a 1.85 m del isocentro). En cada medida, se calcula la tasa de dosis ambiental promedio en 10 minutos para los detectores fijos; y del portátil, se registra la dosis integrada en 10 minutos. Se han realizado 3 campañas de medidas para los detectores fijos y 5 para el portátil, considerando la primera como referencia. Se calculó la desviación con respecto a la referencia y el coeficiente de variación de las medidas.

FIGURA 1. Disposición de los 4 detectores fijos de neutrones (D) para su verificación.



FIGURA 1. Disposición de los 4 detectores fijos de neutrones (D) para su verificación.



## RESULTADOS

Los resultados se presentan en la TABLA 1. Todas las medidas tienen un coeficiente de variación inferior al 2%, lo que indica una estabilidad adecuada de la tasa de dosis neutrónica.

TABLA 1. Resultados de la verificación de los detectores.

| Detector    | Tasa dosis neutrónica referencia ( $\mu\text{Sv/h}$ ) | Verificaciones periódicas. Desviación absoluta respecto referencia (%) |   |   |    |
|-------------|-------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|---|---|----|
|             |                                                       | 1                                                                      | 2 | 3 | 4  |
| Acelerador  | $2532 \pm 53$                                         | 8                                                                      | 9 |   |    |
| Gantry      | $571 \pm 12$                                          | 2                                                                      | 2 |   |    |
| Tratamiento | $389 \pm 9$                                           | 5                                                                      | - |   |    |
| Control     | $367 \pm 8$                                           | 5                                                                      | - |   |    |
|             | Dosis integrada ( $\mu\text{Sv}$ )                    | 1                                                                      | 2 | 3 | 4  |
| Portátil    | $326 \pm 2$                                           | 12                                                                     | 6 | 8 | 12 |

## DISCUSIÓN

En base a los resultados obtenidos se establece para los detectores fijos/portátil una tolerancia del 15/20% como nivel de estudio y un 20/25% como nivel de intervención. La tolerancia es mayor para el portátil pues su posicionamiento es menos reproducible. Se propone un protocolo de verificación *in situ*, con periodicidad semestral, según el procedimiento descrito en este trabajo, en lugar de llevarlos a un laboratorio externo, ya que las fuentes de verificación que emplean no cubren todo el rango energético de los neutrones que se generan en la instalación. Además, está presente el factor económico, ya que no sería necesario comprar una fuente emisora de neutrones ni enviar los detectores a un laboratorio.

Otras instituciones<sup>1</sup> ya han implantado un método de verificación *in situ*.

## CONCLUSIONES

El método de verificación *in situ* desarrollado en este trabajo implica ventajas metodológicas, prácticas y económicas frente a la verificación externa.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> A. CARNICER ET. AL. STUDY OF THE RESPONSES AND CALIBRATION PROCEDURES OF NEUTRON AND GAMMA AREA AND ENVIRONMENTAL DETECTORS FOR USE IN PROTON THERAPY. 2019 J. RADIOL. PROT. 39 250

# CARACTERIZACIÓN DE NIVELES DE RADIACIÓN DENTRO DE LA SALA PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA SUPERFICIAL CON EL EQUIPO AXSENT (XOFT)

Benito García, J. C. (1); Fernández Lara, ? A. (1); Martín Rincón, C. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Tenllado Baena, E. (1); Granado Alonso, L. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); García Repiso, S. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Escobar Corominas, (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Montes Fuentes, C. (1); Gómez Llorente, P. L. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA SUPERFICIAL, BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA, XOFT, NIVELES DE RADIACIÓN

## INTRODUCCIÓN

En nuestro centro la radioterapia superficial se realiza con el equipo de braquiterapia electrónica Axsent (Xoft) que cuenta con una fuente de rayos X miniaturizada con una tensión pico de 50 kVp.



El propósito de este trabajo es caracterizar los niveles de radiación durante un tratamiento estándar de radioterapia superficial, que permita garantizar que la dosis recibida por operadores y público sea la mínima imprescindible..

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para reproducir la situación clínica se utilizó el maniquí antropomórfico de cráneo 603-GS de CIRS y el aplicador cónico de mayor apertura (diámetro 50 mm). Para las medidas se colocó el cono sobre la sien del maniquí.

Se tomaron medidas de tasa de dosis con los detectores RaySafe X2 y 451P de Fluke Biomedical en 16 puntos de la sala: la mitad a 1 metro de la fuente de dispersa y la otra mitad a 2 metros de dicha fuente, con 3 muestras en cada uno de estos puntos. De igual manera se tomaron medidas tras la mampara plomada (de 1 mm Pb, con una zona acristalada con un equivalente de 3 mm Pb) de uso clínico, reproduciendo su disposición habitual durante el tratamiento.

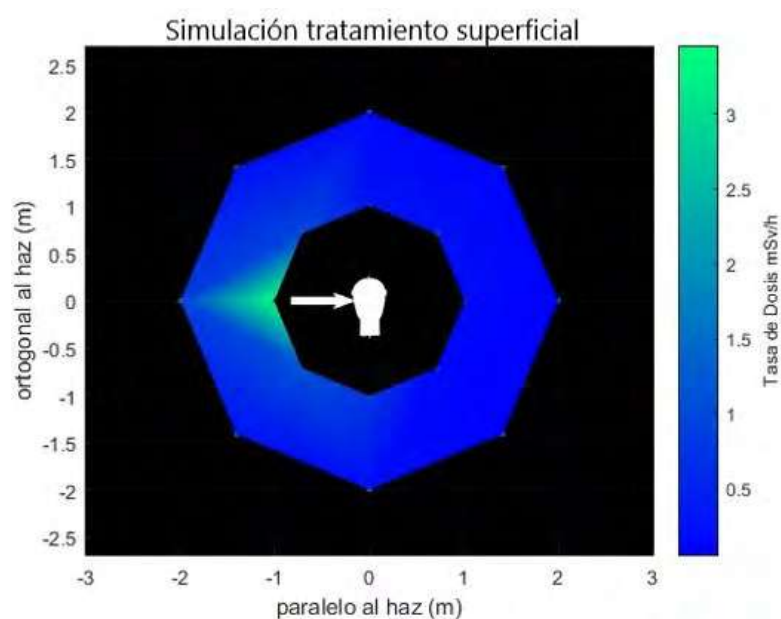
Por último, se realizaron medidas de niveles de radiación en régimen de haz directo, sin maniquí.

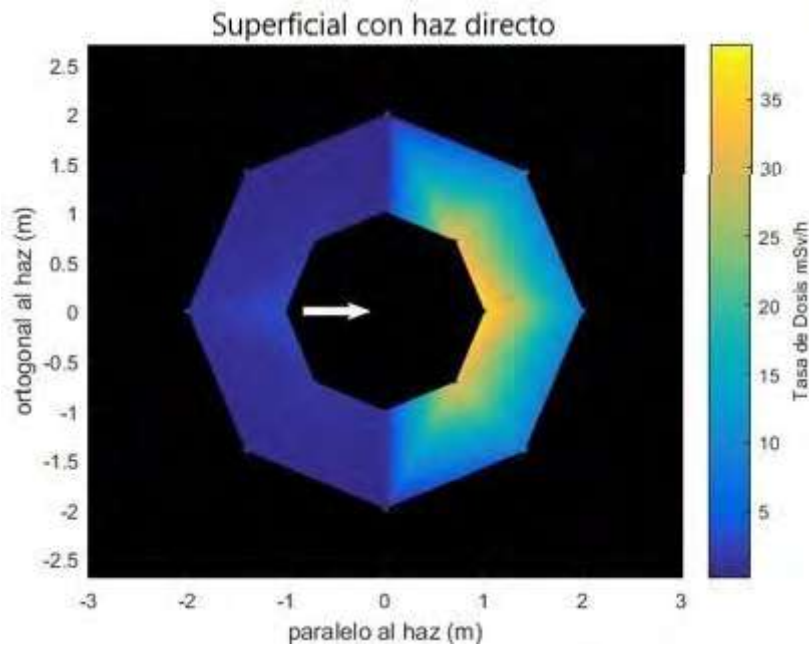
## RESULTADOS

Se verifica que los valores obtenidos con ambos detectores son del mismo orden.

Para una visualización más rápida e intuitiva de los resultados, en las Figuras 1 y 2 se pueden observar sendos mapas de niveles de radiación interpolados con las medidas obtenidas con el detector RaySafe X2 en cada uno de los 16 puntos anteriormente mencionados.

En la FIGURA 1 se presentan las medidas obtenidas para la simulación de la situación clínica, en la que no se presenta haz directo más allá del propio paciente. La FIGURA 2 presenta las medidas obtenidas en régimen de haz directo sin maniquí. La dirección de la flecha indica la incidencia del haz.





## DISCUSIÓN

En una situación de tratamiento, el punto con mayor tasa de dosis se encuentra tras la fuente, en el sentido opuesto a la irradiación, ya que en el resto de posiciones existe atenuación por parte del propio paciente.

Sin embargo, en los casos en los que parte del haz directo no incidiera sobre el paciente, fundamentalmente debido a la morfología de la zona a tratar, la zona de la sala alcanzada por dicho haz puede llegar a valores de niveles de radiación hasta 200 veces mayores que en el caso en el que el haz directo incide completamente sobre el paciente.

## CONCLUSIONES

La colocación del operador tras la mampara plomada, detrás del equipo y evitando estar alineado con aplicador y fuente, es la más óptima en términos de protección radiológica.

Los valores obtenidos pueden servir de referencia para otros autores, pues existe escasa bibliografía al respecto.

# FOMENTANDO LA CULTURA DE SEGURIDAD DEL PACIENTE EN ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA

Medina Céspedes, M. D. (1); Bayón Llera, J. (1); Eugui Martínez, R. (1); Polo Cezón, R. (1); De las Peñas Cabrera, M. (1); Calvente Ruiz, M. (1); Segura Arribas, S. (1); Rodríguez de la Peña, J. (1); Jiménez González, J. M. (1)

(1) Hospital Rey Juan Carlos

PALABRAS CLAVE: INCIDENTE, SEGURIDAD, NOTIFICACIÓN, EVENTO ADVERSO, CUASI-INCIDENTE, ERROR

## Antecedentes y propósito

La notificación y análisis de incidentes de seguridad en Radioterapia permite identificar errores y detectar puntos generadores de riesgo. Fomentar la cultura de seguridad de todos los profesionales facilita actuar sobre los procesos y aumentar la seguridad terapéutica de los tratamientos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En este trabajo se describe nuestra experiencia tras 5 años (2018-2022) utilizando la plataforma CISEM de la Comunidad de Madrid junto a un registro interno paralelo. Nuestro centro dispone de 2 LINAC (VersaHD y Synergy) con sistemas de IGRT+SGRT y 1 equipo de Braquiterapia HDR (Flexitron).



## RESULTADOS

Se comunicaron 75 incidentes de seguridad (16% eventos adversos, 15% sin daño al paciente, 27% con capacidad de producir daño y un 43% de cuasi-incidentes). En la FIGURA 1 se puede observar un incremento progresivo de notificaciones, alcanzando un total de 34 en el 2022, al tiempo que aumentaba la comunicación de cuasi-incidentes, hasta llegar a ser un 41% del total. Por otro lado (FIGURA 2), en la fase de preparación del tratamiento (simulación, prescripción y contorneo) se detectaron el 38% de los incidentes, siendo los Radiofísicos (50%) y los TER-RT (34%) los profesionales que más registraron. La mayoría de los fallos provenían de factores ligados a protocolos (21%) y a factores individuales de los profesionales (17%). Por otro lado, la probabilidad de que se repita un incidente es prácticamente igual de alta (20%) que de baja (31%), siendo en cambio muy probable el poder volver a detectarlo (50%). Se implementaron un total de 54 nuevas barreras de seguridad (32% siendo responsable el TER-RT).

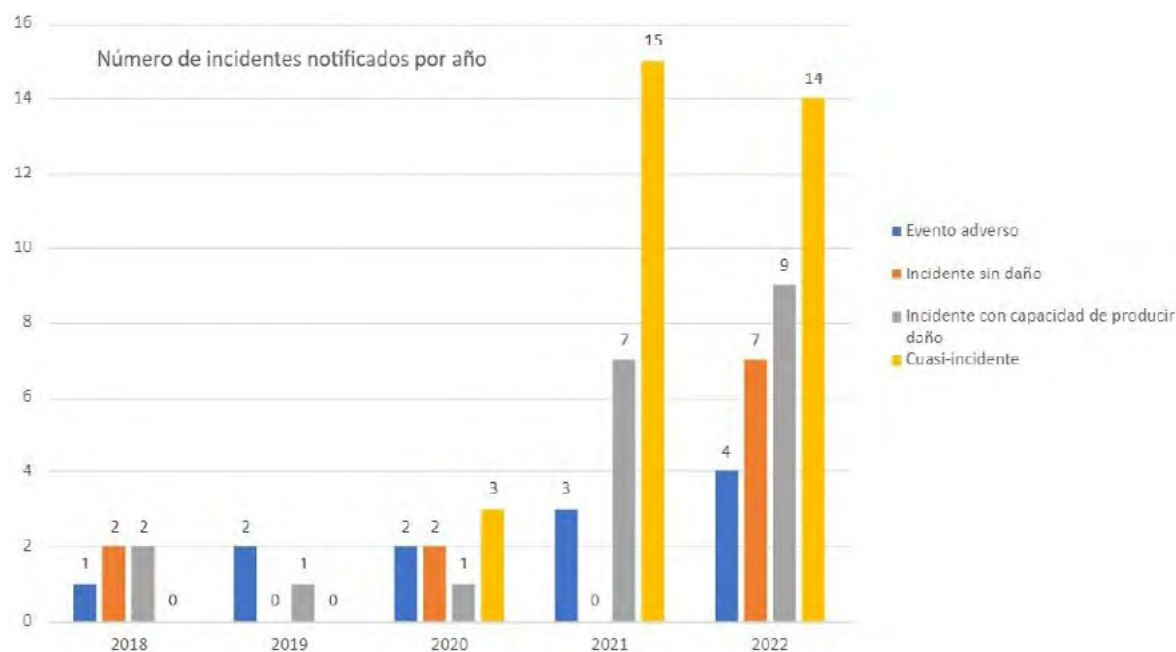


Figura 1

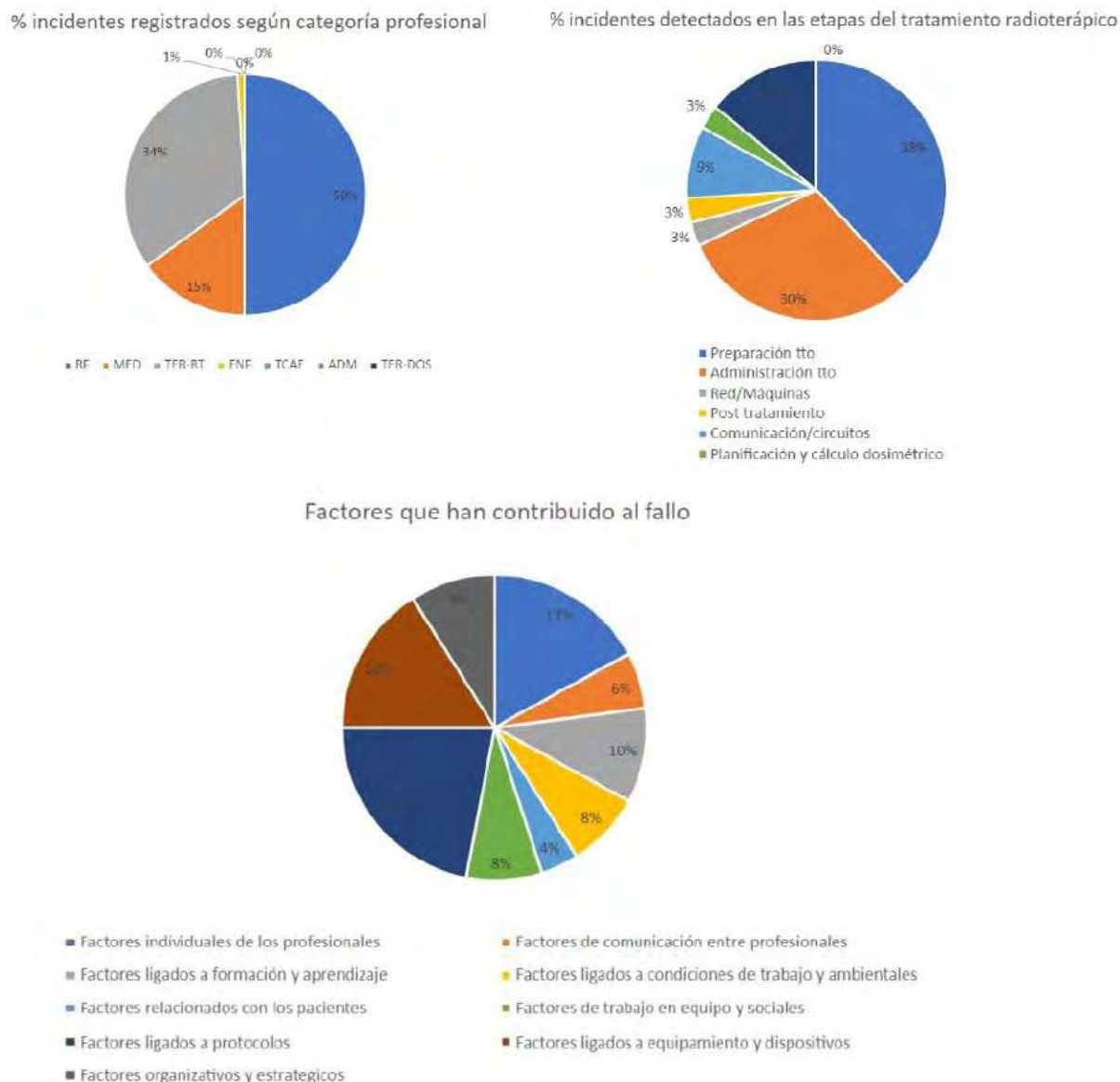


Figura 2

## DISCUSIÓN

El incremento en la notificación de incidentes está directamente relacionado con la implicación de los profesionales encargados y la constitución de un grupo de seguridad. Inicialmente (2018-2020) se observa una clara infra-notificación, exclusivamente centrada en eventos adversos que alcanzan al paciente y le producen daño. En los últimos dos años, potenciando las reuniones periódicas de todo el servicio y la no culpabilización, se pone de manifiesto una mayor notificación de incidentes menores que no afectan directamente al paciente (cuasi-incidentes o incidentes sin daño). A pesar de ello, todavía destaca un alto porcentaje de eventos adversos.

El dato de notificaciones del personal de Radiofísica está influenciado por su mayor interés en el cambio de paradigma de seguridad. Progresivamente, todos los estamentos se han ido involucrando en mayor medida, sobre todo en el periodo de 2021-2022.

Los principales factores contribuyentes a la aparición de incidentes están ligados a la ejecución incorrecta de protocolos o circuitos establecidos por mala comunicación, distacciones o ambigüedades.

## CONCLUSIONES

Mejorar la cultura de seguridad y fomentar la notificación de incidentes nos ayuda a establecer medidas correctivas de manera proactiva y reactiva que garanticen la calidad de los tratamientos. La metodología empleada y una implicación progresiva de todos los profesionales permite garantizar el establecimiento y cumplimiento de las mismas en materia de seguridad del paciente en Radioterapia.





## MAPEADO COMPLETO DE LOS FACTORES DE TRANSMISIÓN DE UNA INSTALACIÓN PET CON EXCEL

Miguel Pérez, D. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Donis Gil, S. (1); del Castillo Belmonte, A. (1); de Frutos Baraja, J. M. (1); Villar Vazquez, C. (1); Agulla Otero, M. (1); Ruiz Aznar, M. (1); Anton Garcia, D. (1); Torres Cabrera, R. (1); Alonso Hernandez, D. (1); Soto Angoña, R. (1); Andres Rodriguez, C. (1); Pena vaquero, S. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

### OBJETIVO

El objetivo de este trabajo es mostrar cómo podemos aprovechar Excel para evaluar los factores de transmisión en cualquier punto de una instalación PET y determinar así los requisitos de la barrera de blindaje de cada una de las salas. La precisión del cálculo será de 0.1m y todos los cálculos serán modificables en tiempo real.

### INTRODUCCIÓN

El cálculo de blindajes es una de las áreas en las que el radiofísico se ha formado específicamente tratándose de una labor compleja que llega a demandar una gran cantidad de tiempo. En el caso concreto de una instalación PET este cálculo resulta especialmente tedioso debido a la cantidad de fuentes que se manejan y el número de puntos a evaluar. Con objeto de simplificar, el cálculo de los factores de transmisión, a menudo se limita el número fuentes y/o de puntos a evaluar, de otra manera dichos cálculos pueden volverse inabordables.

### MATERIAL Y MÉTODO

El programa Excel se utilizará para hacer un mapa de la instalación a escala donde posicionaremos las fuentes de radiación (hasta 15). Mediante una serie de macros y de forma completamente guiada se marcarán los factores de ocupación y la clasificación de las áreas. En el mismo proceso, además, se podrá marcar de un modo similar el piso superior y/o inferior de la instalación.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El programa permite a cualquier usuario, incluso aquellos con poca experiencia en blindajes, mapear todos los factores de transmisión de la instalación radiactiva y de los pisos anexos con una precisión de 0.1 m a cualquier punto de la instalación sin más que seguir las instrucciones.

Presentamos por tanto un método novedoso, no utilizado hasta la fecha y pendiente de publicar, para el cálculo de los factores de transmisión de una instalación radiactiva. La potencia y simplicidad hacen que sea una técnica sencilla para cualquier usuario poder estimar el mapa de radiación y los factores de transmisión de una instalación de medicina nuclear para tomar las decisiones oportunas en cuanto a blindajes.

### CONCLUSIÓN

El método expuesto es fácilmente reproducible y muy potente ya que permite el mapeo directo de una instalación de medicina nuclear en muy poco tiempo a todos los puntos e incluso a las plantas superiores e inferiores. Evitamos a su vez errores relacionados con una mala elección de los puntos o con la superposición imprevista de fuentes, y si fuera necesario y siempre sobre la marcha, podremos cambiar tanto la clasificación de las zonas, las cargas de trabajo o la situación de las fuentes, comprobando los resultados de forma inmediata.



Imágenes: Distintos procesos del cálculo de los factores de transmisión con la herramienta. Arriba Izquierda:

Dibujo del plano y situación de las fuentes. Arriba derecha: Factores de ocupación, Abajo izquierda:

definición de áreas Abajo derecha: cálculo final.

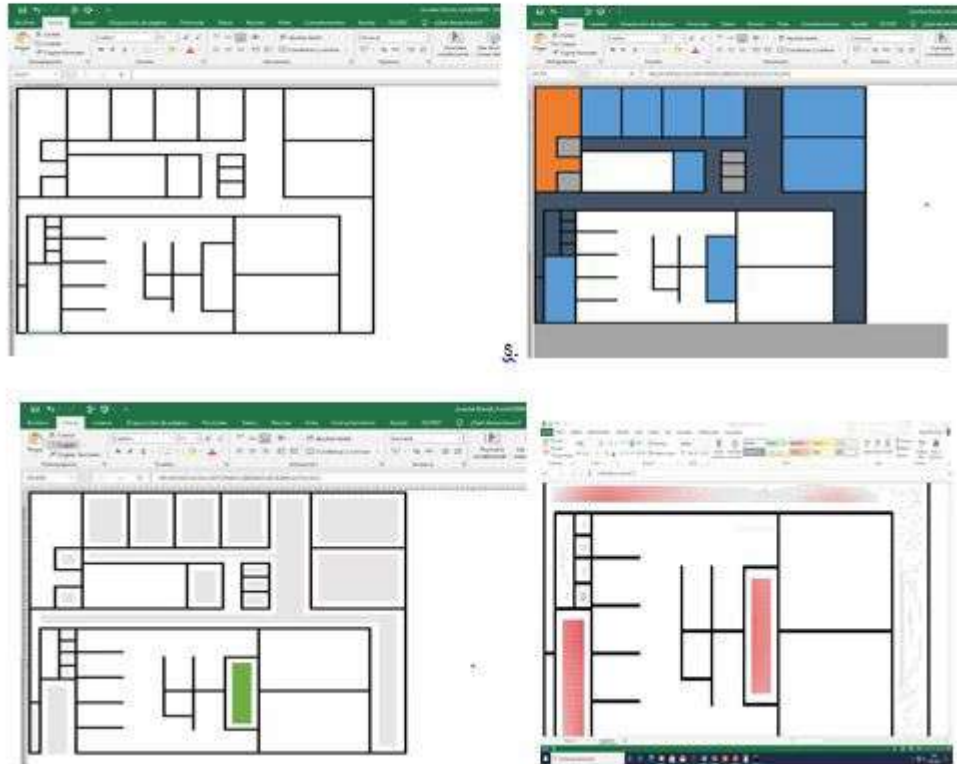
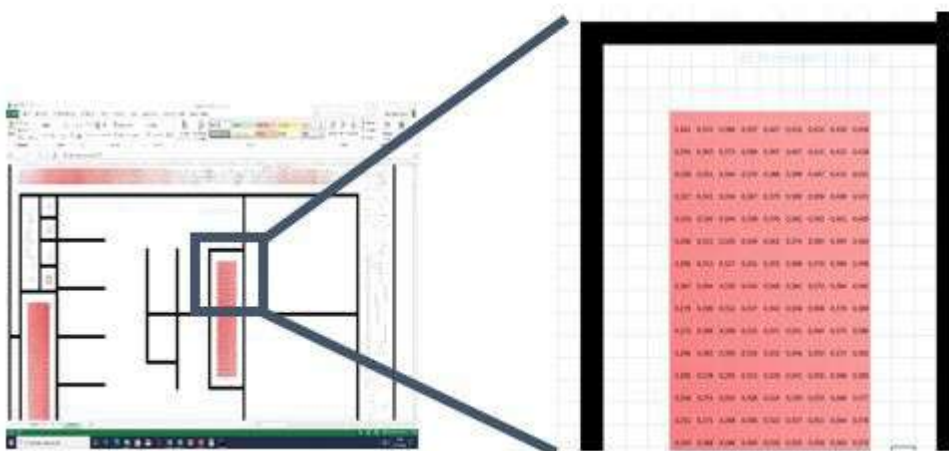


Imagen 2: Resultado del cálculo numérico de los factores de transmisión una instalación PET. Los valores por debajo de 1 se marcan en un rojo progresivo en función de su valor para identificar las áreas que deben ser blindadas. La resolución es de 0.1m.





## ESTUDIO DE LOS NIVELES DE ACTIVACIÓN DE UN EQUIPO DE PROTONTERAPIA CON SINCROTRÓN

Morán Velasco, V. (1); Martínez Francés, E. (1); Cuenca Bandin, T. (1); Soria Ruiz-Ogarrio, L. (1); Irazola Rosales, L. (2); Martí Climent, J. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra, (2) Osi Alava, Osakidetza

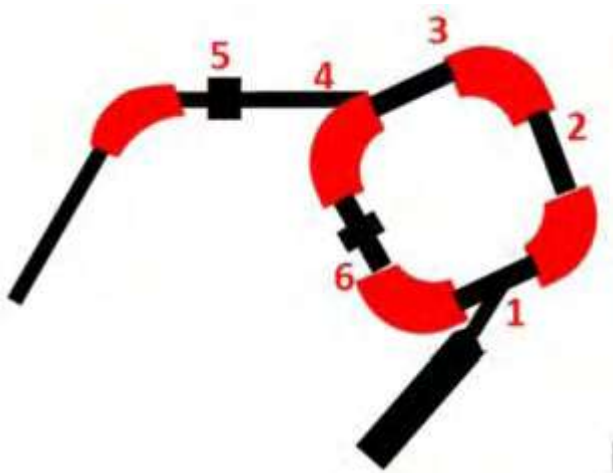
### INTRODUCCIÓN

Para estudiar el riesgo radiológico que implica trabajar en una instalación de protonterapia es necesario evaluar, entre otros parámetros, el nivel de activación producido en aquellos materiales que interaccionan con el haz. El objetivo de este trabajo es cuantificar, en términos de tasa de dosis, la activación en diferentes puntos del sincrotrón y de la línea de transporte; y establecer una relación con la tasa de dosis neutrónica registrada durante la irradiación.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de un equipo de protonterapia ProBeat-CR (HITACHI), que permite administrar haces entre 70 y 226 MeV.

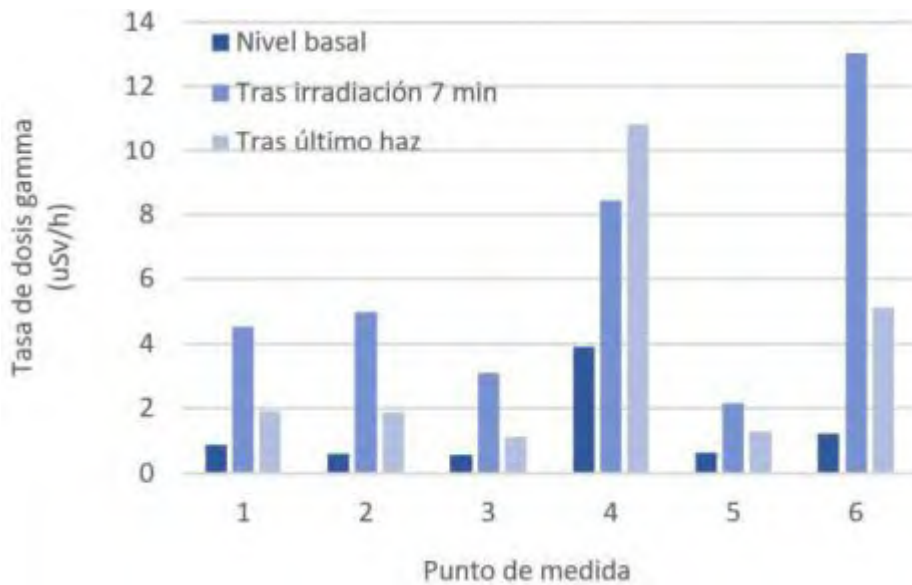
Las medidas de tasa de dosis se realizaron con detectores de radiación calibrados en H\*(10). Se empleó un detector FHT612-10 (Thermo) para radiación gamma y un detector FHT762 WENDI-II (Thermo) para la componente neutrónica. La tasa de dosis promedio en un minuto se registra de forma continua. Los detectores se colocaron a la mínima distancia posible de los puntos con pérdidas de haz (Figura\_1).



Se empleó un haz de radiación (7 min, spot fijo y  $E_{máx/haz}=226$  MeV). Para cada punto, se calcularon los valores medios de la tasa de dosis neutrónica registrada durante la irradiación  $\dot{D}_n$ , la tasa de dosis gamma registrada los 10 min siguientes al haz  $\dot{D}_{haz}$ , durante los 10 min previos al primer haz del día  $\dot{D}_{inicio}$ , y durante los 10 min posteriores al último haz de la jornada  $\dot{D}_{fin}$ . Se calcularon los ratios:  $\dot{D}_{haz}/\dot{D}_{inicio}$ ,  $\dot{D}_{fin}/\dot{D}_{inicio}$  y  $\dot{D}_{haz}/\dot{D}_{fin}$ . Se evaluó la relación entre  $\dot{D}_n$  y  $\dot{D}_{haz}$  mediante una regresión lineal simple.

### RESULTADOS

La Figura\_2 muestra los valores promedio de tasa de dosis gamma a 50 cm de distancia. Los ratios máximas/mínimas fueron:  $\dot{D}_{haz}/\dot{D}_{inicio} = 11/2$ ,  $\dot{D}_{fin}/\dot{D}_{inicio} = 4/2$  y  $\dot{D}_{haz}/\dot{D}_{fin} = 1/3$ .



Existe una asociación estadísticamente significativa entre  $\dot{D}_n$  y  $\dot{D}_{haz}$  ( $p < 0,0001$ ;  $R^2 = 0,99$ ), con una recta de regresión:  $\dot{D}_{haz} = \dot{D}_n / 33,05 \cdot 10^5 - 0,68$ .

#### DISCUSIÓN

La máxima  $\dot{D}_{haz}$  se registró en el punto\_6 (13 uSv/h), mientras que el punto\_4 es el que presenta mayor activación tras la última irradiación (11 uSv/h) y al inicio del día (4 uSv/h). La activación en este punto está relacionada con cambios continuos de energía.

En base a los resultados obtenidos, y aplicando el criterio ALARA, se recomienda no acceder a la sala del acelerador inmediatamente después de irradiar, y especialmente si se han realizado irradiaciones largas con máxima energía (ej: verificación de blindajes, comisionado, etc.) y realizar, si es posible, las tareas de mantenimiento al día siguiente.

La asociación entre  $\dot{D}_n$  y  $\dot{D}_{haz}$  permite estimar, para un haz de 226 MeV, la tasa de dosis en un punto debida a la activación del equipo, conociendo la tasa de dosis neutrónica en dicho punto. Se recomienda evaluar esta relación para otras energías.

#### CONCLUSIONES

Se han medido los niveles de radiación debidos a la activación del equipo de protonterapia de nuestro centro, en base a los cuales se recomienda aplicar ciertas normas de protección radiológica. Para un haz monoenergético de máxima energía se ha demostrado que se puede predecir la tasa de dosis gamma en un punto debida a la activación, en base a la tasa de dosis neutrónica promedio registrada durante la irradiación en ese punto.

## MEDIDA DE LA DOSIS AMBIENTAL NEUTRÓNICA Y GAMMA EN LA SALA DE TRATAMIENTO DE UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA: IDONEIDAD DE DISTINTOS DETECTORES

Martínez Francés, E. (1); Morán Velasco, V. (1); Cuenca Bandín, T. (2); Soria Ruiz-Ogarrio, L. (1); Aguilar Redondo, P. B. (1); Martí Climent, J. M. (2)

(1) Clínica Universidad de Navarra sede Madrid, (2) Clínica Universidad de Navarra sede Pamplona

**PALABRAS CLAVE:** PROTONTERAPIA, DOSIS EQUIVALENTE AMBIENTAL, BARRIDO ACTIVO, DOSÍMETROS DE TRAZAS, DOSIS EQUIVALENTE PERSONAL, ESPECTRO NEUTRÓNICO, DETECTORES

### INTRODUCCIÓN

El mapa de dosis del interior de la sala de tratamiento (TR) de una instalación de protonterapia nos permite estimar la dosis que se podría recibir en caso de accidente. El objetivo de este trabajo es medir la dosis neutrónica y gamma de la TR, por unidad de dosis física entregada en el isocentro con distintos equipos de medida y estudiar la idoneidad de los detectores.

### MATERIALES Y MÉTODOS

El equipo de protonterapia es un ProBeat-CR (Hitachi) con sincrotrón y barrido activo. La dosis equivalente ambiental,  $H^*(10)$ , se midió con dos detectores de neutrones con rango energético de 0.025 eV a 5 GeV tipo WENDI-II (tasa: 0.001-105  $\mu\text{Sv/h}$ ) y un detector gamma FH40G con rango energético de 36 keV a 1.3 MeV (Thermo Scientific). Para las medidas de dosis equivalente personal,  $H_p(10)$ , se situaron dosímetros de trazas para neutrones (Landauer) en el centro de un maniquí de PMMA (15x30x30  $\text{cm}^3$ ), con límite inferior de detección de 100  $\mu\text{Sv}$  y rango energético de 0.025 eV a 40 MeV. La FIGURA 1 muestra los puntos (P) de medida; 1-9: detectores tipo WENDI-II, 1-6: sonda FH40G y 1-2 y 4-5: detectores pasivos. Las medidas se hicieron a la altura del isocentro.

Un maniquí de agua sólida (60x30x30  $\text{cm}^3$ ) se irradió con un haz de protones de 10 cm de pico de Bragg extendido (SOBP), energía máxima de 173.1 MeV y un campo de 10x10  $\text{cm}^2$ . Para conseguir suficiente estadística, la dosis en el isocentro (D) fue 48.75 Gy. Se calculó, para cada punto, la relación  $H^*(10)/D$  y la ratio  $H^*(10)$  neutrón/gamma. Para P4 y P9 se estudió la variación de  $H^*(10)/D$  con la energía.

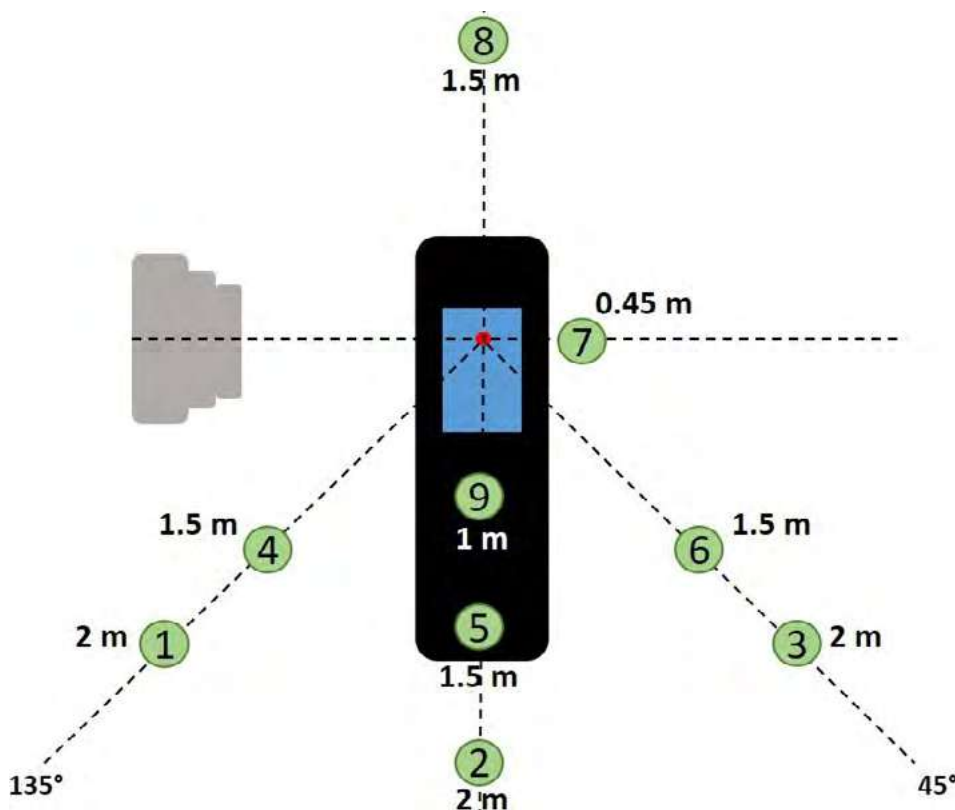


FIGURA 1. Esquema de los puntos de medida.



## RESULTADOS

En la TABLA 1 se muestran los valores de  $H^*(10)/D$ . Los dosímetros de trazas obtienen valores inferiores a los medidos con detectores activos en P1, P2 y P5 de hasta el 100% de diferencia, sin embargo, en el P4,  $H_p(10)$  y  $H^*(10)$  son similares,  $\sim 430 \mu\text{Sv}$ .

| Puntos medida                               | 1  | 2  | 3  | 4 | 5  | 6  | 7   | 8  | 9  |
|---------------------------------------------|----|----|----|---|----|----|-----|----|----|
| Neutrones:<br>$H^*(10)/D [\mu\text{Sv/Gy}]$ | 5  | 4  | 10 | 9 | 6  | 16 | 197 | 12 | 10 |
| Ratio $H^*(10) n/\gamma$                    | 10 | 15 | 21 | 9 | 12 | 20 | -   | -  | -  |

TABLA 1. Resultados de  $H^*(10)/D$ .

Para el estudio en energía se obtiene una relación potencial,  $P_4 [\mu\text{Sv/Gy}] = 2 * 10^{-6} * E^{3.01} [\text{MeV}]$  y  $P_9 [\mu\text{Sv/Gy}] = 9 * 10^{-5} * E^{2.24} [\text{MeV}]$  con  $R^2 = 0.9995$ .

## DISCUSIÓN

La  $H^*(10)$  neutrónica disminuye con la distancia y con el ángulo respecto al haz ya que la cascada de neutrones intranucleares se produce principalmente en la línea del haz. Los WENDI-II tienen una incertidumbre<sup>1</sup> asociada del 20% (menor que los convencionales: 40%); sin embargo, los valores de  $H^*(10)$  encontrados son similares a los de otras instalaciones con barrido activo<sup>2</sup>. Las pérdidas de lectura de los dosímetros de trazas pueden estar relacionadas con los espectros de neutrones presentes.

## CONCLUSIONES

Saber las limitaciones de los detectores es clave para obtener una estimación fiable de las dosis ambientales y/o personales. Si bien el conocimiento del espectro en el interior de la sala permite entender la respuesta de los equipos, en este trabajo se ha podido obtener una primera aproximación del mapa de dosis neutrónico y gamma de la TR.

## REFERENCIAS

- G. ZORLONI ET. AL. JOINT EURADOS WG9-WG11 REM-COUNTER INTERCOMPARISON IN A MEVION S250I PROTON THERAPY FACILITY WITH HYPERSCAN PULSED SYNCHROCYCLOTRON. PHYS. MED. BIOL. 2022. 67 075005
- S. LEE ET. AL. MEASUREMENT OF NEUTRON AMBIENT DOSE EQUIVALENT IN PROTON RADIOTHERAPY WITH LINE-SCANNING AND WOBBLING MODE TREATMENT SYSTEM. RAD PROT DOSIMETRY. 2017. 382-388.

# MAPA DE RIESGO DE PROCESO DE TRATAMIENTO AMBULATORIO DE I131 EN MEDICINA NUCLEAR

Angulo Pain, E. (1); Castro Ramírez, I. (1); Granado, J. M. (1); Piñero Ramírez, M. L. (1); Pajares Vinardell, M. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

## INTRODUCCIÓN

Una de las herramientas para la gestión proactiva de riesgos es la construcción de mapas de riesgos, con objeto de identificar aquellos riesgos más relevantes en un determinado proceso de la atención sanitaria. De esta manera se pueden priorizar intervenciones en aquellos que sean más críticos mejorando de una manera más efectiva la seguridad del paciente.

El objetivo del trabajo es elaborar un mapa de riesgo en el proceso de tratamiento ambulatorio de I131 en Medicina Nuclear.

## MATERIAL Y MÉTODO

La metodología seguida ha sido la publicada por la Estrategia para la seguridad del paciente de la consejería de salud y familia de Andalucía (2020). Consiste en seleccionar el proceso a analizar, realizar un diagrama de flujo del proceso, identificar y priorizar





los fallos que pueden aparecer en todas las actividades del proceso mediante una metodología de análisis modal de fallos y efectos (AMFE) y situar los fallos identificados sobre el diagrama del proceso, incorporando además las acciones preventivas de esos fallos. Para realizar el trabajo se constituyó un grupo de trabajo multidisciplinar entre los profesionales de los Servicios de Radiofísica y Medicina Nuclear y se mantuvieron una serie de reuniones para discutir los resultados.

## RESULTADOS

Se diseñó un diagrama de flujo del proceso (imagen 1) de una manera descriptiva representando las actividades interrelacionadas que lo integran, su secuencia, los límites y las responsabilidades funcionales de cada actividad, así como la coherencia del conjunto. El método de actuación se documentó mediante un procedimiento normalizado de trabajo consensuado y aprobado por los Servicios implicados.

Se obtuvo un mapa de riesgo sobre el que se identificaron 30 posibles fallos y planificaron acciones preventivas de aquellos cuyo índice de prioridad del riesgo (IPR) fue superior a 100 puntos, que se presentaron a los responsables de los Servicios implicados. Entre las mejoras se elaboró e implantó un procedimiento normalizado de trabajo en terapia metabólica ambulatoria con  $^{131}\text{I}$  en pacientes con cáncer diferenciado de tiroides.

## DISCUSIÓN

El IPR valora la frecuencia, gravedad y detectabilidad de los posibles fallos para establecer una escala y evaluar la criticidad de los mismos. Dicha valoración es subjetiva por lo que el proceso ha de llevarse a cabo desde un grupo multidisciplinar que valore desde distintos puntos de vista el proceso. Si bien el grupo de trabajo se componía de facultativos de radiofísica y medicina nuclear, se podría completar con la visión del personal de enfermería y de la unidad de radiofarmacia.

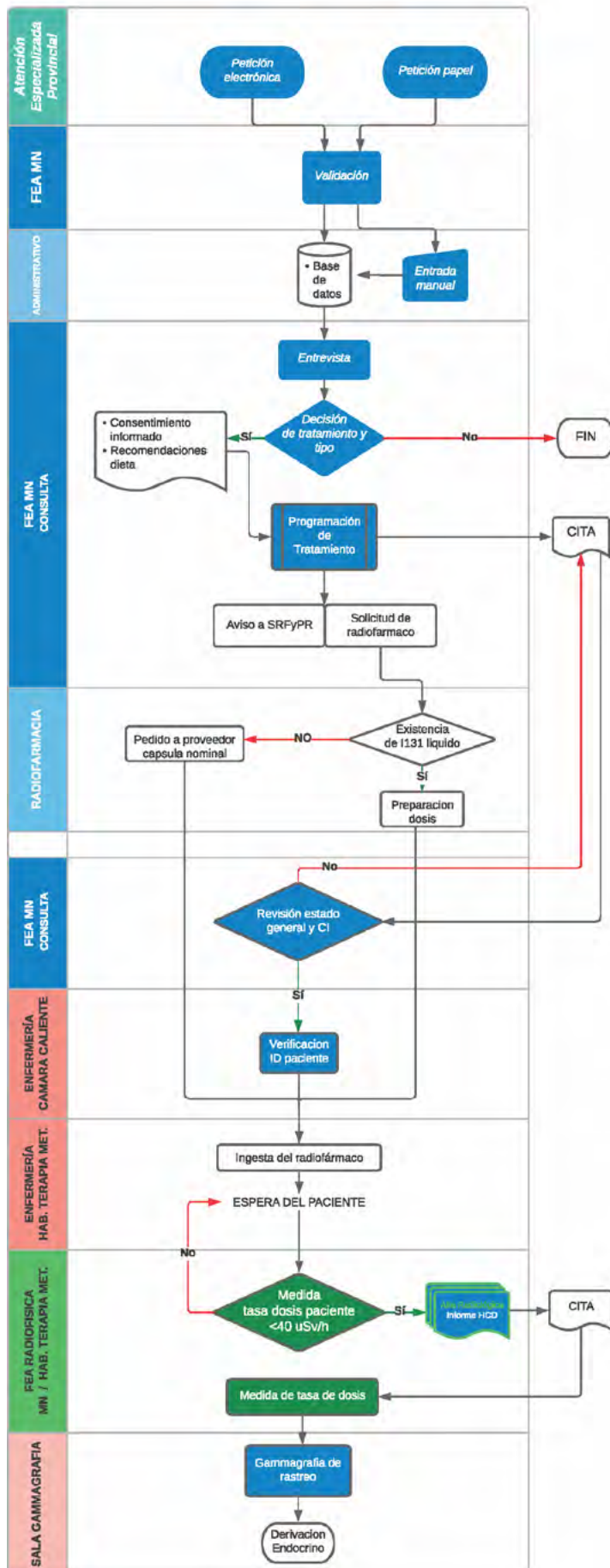
## CONCLUSIÓN

El estudio proactivo y sistemático usando una metodología contrastada permite identificar los puntos críticos, en nuestro caso los relacionados con la administración del radiofármaco y proponer mejoras efectivas en el proceso.



# FLUJO CDT TERAPIA METABOLICA AMBULATORIA CON I131

Diciembre 2022





| PROCESO DE VERIFICACIÓN DE LA Dosis Piel en el Paciente del SSPA |                      |         |                   |        |         |                            |         |                            |         |                            |
|------------------------------------------------------------------|----------------------|---------|-------------------|--------|---------|----------------------------|---------|----------------------------|---------|----------------------------|
| Componente de la Dosis                                           | Acta de Verificación | ID Piel | Medida de Piel    | Unidad | Calidad | Medida de Dosis en el Piel | Calidad | Medida de Dosis en el Piel | Calidad | Medida de Dosis en el Piel |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 001     | Piel del paciente | 001    | 001     | 001                        | 001     | 001                        | 001     | 001                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 002     | Piel del paciente | 002    | 002     | 002                        | 002     | 002                        | 002     | 002                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 003     | Piel del paciente | 003    | 003     | 003                        | 003     | 003                        | 003     | 003                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 004     | Piel del paciente | 004    | 004     | 004                        | 004     | 004                        | 004     | 004                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 005     | Piel del paciente | 005    | 005     | 005                        | 005     | 005                        | 005     | 005                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 006     | Piel del paciente | 006    | 006     | 006                        | 006     | 006                        | 006     | 006                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 007     | Piel del paciente | 007    | 007     | 007                        | 007     | 007                        | 007     | 007                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 008     | Piel del paciente | 008    | 008     | 008                        | 008     | 008                        | 008     | 008                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 009     | Piel del paciente | 009    | 009     | 009                        | 009     | 009                        | 009     | 009                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 010     | Piel del paciente | 010    | 010     | 010                        | 010     | 010                        | 010     | 010                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 011     | Piel del paciente | 011    | 011     | 011                        | 011     | 011                        | 011     | 011                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 012     | Piel del paciente | 012    | 012     | 012                        | 012     | 012                        | 012     | 012                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 013     | Piel del paciente | 013    | 013     | 013                        | 013     | 013                        | 013     | 013                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 014     | Piel del paciente | 014    | 014     | 014                        | 014     | 014                        | 014     | 014                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 015     | Piel del paciente | 015    | 015     | 015                        | 015     | 015                        | 015     | 015                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 016     | Piel del paciente | 016    | 016     | 016                        | 016     | 016                        | 016     | 016                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 017     | Piel del paciente | 017    | 017     | 017                        | 017     | 017                        | 017     | 017                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 018     | Piel del paciente | 018    | 018     | 018                        | 018     | 018                        | 018     | 018                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 019     | Piel del paciente | 019    | 019     | 019                        | 019     | 019                        | 019     | 019                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 020     | Piel del paciente | 020    | 020     | 020                        | 020     | 020                        | 020     | 020                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 021     | Piel del paciente | 021    | 021     | 021                        | 021     | 021                        | 021     | 021                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 022     | Piel del paciente | 022    | 022     | 022                        | 022     | 022                        | 022     | 022                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 023     | Piel del paciente | 023    | 023     | 023                        | 023     | 023                        | 023     | 023                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 024     | Piel del paciente | 024    | 024     | 024                        | 024     | 024                        | 024     | 024                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 025     | Piel del paciente | 025    | 025     | 025                        | 025     | 025                        | 025     | 025                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 026     | Piel del paciente | 026    | 026     | 026                        | 026     | 026                        | 026     | 026                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 027     | Piel del paciente | 027    | 027     | 027                        | 027     | 027                        | 027     | 027                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 028     | Piel del paciente | 028    | 028     | 028                        | 028     | 028                        | 028     | 028                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 029     | Piel del paciente | 029    | 029     | 029                        | 029     | 029                        | 029     | 029                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 030     | Piel del paciente | 030    | 030     | 030                        | 030     | 030                        | 030     | 030                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 031     | Piel del paciente | 031    | 031     | 031                        | 031     | 031                        | 031     | 031                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 032     | Piel del paciente | 032    | 032     | 032                        | 032     | 032                        | 032     | 032                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 033     | Piel del paciente | 033    | 033     | 033                        | 033     | 033                        | 033     | 033                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 034     | Piel del paciente | 034    | 034     | 034                        | 034     | 034                        | 034     | 034                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 035     | Piel del paciente | 035    | 035     | 035                        | 035     | 035                        | 035     | 035                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 036     | Piel del paciente | 036    | 036     | 036                        | 036     | 036                        | 036     | 036                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 037     | Piel del paciente | 037    | 037     | 037                        | 037     | 037                        | 037     | 037                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 038     | Piel del paciente | 038    | 038     | 038                        | 038     | 038                        | 038     | 038                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 039     | Piel del paciente | 039    | 039     | 039                        | 039     | 039                        | 039     | 039                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 040     | Piel del paciente | 040    | 040     | 040                        | 040     | 040                        | 040     | 040                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 041     | Piel del paciente | 041    | 041     | 041                        | 041     | 041                        | 041     | 041                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 042     | Piel del paciente | 042    | 042     | 042                        | 042     | 042                        | 042     | 042                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 043     | Piel del paciente | 043    | 043     | 043                        | 043     | 043                        | 043     | 043                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 044     | Piel del paciente | 044    | 044     | 044                        | 044     | 044                        | 044     | 044                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 045     | Piel del paciente | 045    | 045     | 045                        | 045     | 045                        | 045     | 045                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 046     | Piel del paciente | 046    | 046     | 046                        | 046     | 046                        | 046     | 046                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 047     | Piel del paciente | 047    | 047     | 047                        | 047     | 047                        | 047     | 047                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 048     | Piel del paciente | 048    | 048     | 048                        | 048     | 048                        | 048     | 048                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 049     | Piel del paciente | 049    | 049     | 049                        | 049     | 049                        | 049     | 049                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 050     | Piel del paciente | 050    | 050     | 050                        | 050     | 050                        | 050     | 050                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 051     | Piel del paciente | 051    | 051     | 051                        | 051     | 051                        | 051     | 051                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 052     | Piel del paciente | 052    | 052     | 052                        | 052     | 052                        | 052     | 052                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 053     | Piel del paciente | 053    | 053     | 053                        | 053     | 053                        | 053     | 053                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 054     | Piel del paciente | 054    | 054     | 054                        | 054     | 054                        | 054     | 054                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 055     | Piel del paciente | 055    | 055     | 055                        | 055     | 055                        | 055     | 055                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 056     | Piel del paciente | 056    | 056     | 056                        | 056     | 056                        | 056     | 056                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 057     | Piel del paciente | 057    | 057     | 057                        | 057     | 057                        | 057     | 057                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 058     | Piel del paciente | 058    | 058     | 058                        | 058     | 058                        | 058     | 058                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 059     | Piel del paciente | 059    | 059     | 059                        | 059     | 059                        | 059     | 059                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 060     | Piel del paciente | 060    | 060     | 060                        | 060     | 060                        | 060     | 060                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 061     | Piel del paciente | 061    | 061     | 061                        | 061     | 061                        | 061     | 061                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 062     | Piel del paciente | 062    | 062     | 062                        | 062     | 062                        | 062     | 062                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 063     | Piel del paciente | 063    | 063     | 063                        | 063     | 063                        | 063     | 063                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 064     | Piel del paciente | 064    | 064     | 064                        | 064     | 064                        | 064     | 064                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 065     | Piel del paciente | 065    | 065     | 065                        | 065     | 065                        | 065     | 065                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 066     | Piel del paciente | 066    | 066     | 066                        | 066     | 066                        | 066     | 066                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 067     | Piel del paciente | 067    | 067     | 067                        | 067     | 067                        | 067     | 067                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 068     | Piel del paciente | 068    | 068     | 068                        | 068     | 068                        | 068     | 068                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 069     | Piel del paciente | 069    | 069     | 069                        | 069     | 069                        | 069     | 069                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 070     | Piel del paciente | 070    | 070     | 070                        | 070     | 070                        | 070     | 070                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 071     | Piel del paciente | 071    | 071     | 071                        | 071     | 071                        | 071     | 071                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 072     | Piel del paciente | 072    | 072     | 072                        | 072     | 072                        | 072     | 072                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 073     | Piel del paciente | 073    | 073     | 073                        | 073     | 073                        | 073     | 073                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 074     | Piel del paciente | 074    | 074     | 074                        | 074     | 074                        | 074     | 074                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 075     | Piel del paciente | 075    | 075     | 075                        | 075     | 075                        | 075     | 075                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 076     | Piel del paciente | 076    | 076     | 076                        | 076     | 076                        | 076     | 076                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 077     | Piel del paciente | 077    | 077     | 077                        | 077     | 077                        | 077     | 077                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 078     | Piel del paciente | 078    | 078     | 078                        | 078     | 078                        | 078     | 078                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 079     | Piel del paciente | 079    | 079     | 079                        | 079     | 079                        | 079     | 079                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 080     | Piel del paciente | 080    | 080     | 080                        | 080     | 080                        | 080     | 080                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 081     | Piel del paciente | 081    | 081     | 081                        | 081     | 081                        | 081     | 081                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 082     | Piel del paciente | 082    | 082     | 082                        | 082     | 082                        | 082     | 082                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 083     | Piel del paciente | 083    | 083     | 083                        | 083     | 083                        | 083     | 083                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 084     | Piel del paciente | 084    | 084     | 084                        | 084     | 084                        | 084     | 084                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 085     | Piel del paciente | 085    | 085     | 085                        | 085     | 085                        | 085     | 085                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 086     | Piel del paciente | 086    | 086     | 086                        | 086     | 086                        | 086     | 086                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 087     | Piel del paciente | 087    | 087     | 087                        | 087     | 087                        | 087     | 087                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 088     | Piel del paciente | 088    | 088     | 088                        | 088     | 088                        | 088     | 088                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 089     | Piel del paciente | 089    | 089     | 089                        | 089     | 089                        | 089     | 089                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 090     | Piel del paciente | 090    | 090     | 090                        | 090     | 090                        | 090     | 090                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 091     | Piel del paciente | 091    | 091     | 091                        | 091     | 091                        | 091     | 091                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 092     | Piel del paciente | 092    | 092     | 092                        | 092     | 092                        | 092     | 092                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 093     | Piel del paciente | 093    | 093     | 093                        | 093     | 093                        | 093     | 093                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 094     | Piel del paciente | 094    | 094     | 094                        | 094     | 094                        | 094     | 094                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 095     | Piel del paciente | 095    | 095     | 095                        | 095     | 095                        | 095     | 095                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 096     | Piel del paciente | 096    | 096     | 096                        | 096     | 096                        | 096     | 096                        |
| Piel del paciente                                                | Piel del paciente    | 097     | Piel del paciente | 097    | 097     | 097                        | 097     | 097                        | 097     | 097                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 098     | Piel del paciente | 098    | 098     | 098                        | 098     | 098                        | 098     | 098                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 099     | Piel del paciente | 099    | 099     | 099                        | 099     | 099                        | 099     | 099                        |
|                                                                  | Piel del paciente    | 100     | Piel del paciente | 100    | 100     | 100                        | 100     | 100                        | 100     | 100                        |

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> METODOLOGÍA PARA LA ELABORACIÓN DE MAPAS DE RIESGOS. ESTRATEGIA PARA LA SEGURIDAD DEL PACIENTE DEL SSPA. 2020

# ÁREA TEMÁTICA: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÉS. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

## VERIFICACIÓN EXPERIMENTAL DE ESTIMACIONES DOSIS PIEL CALCULADAS A TRAVÉS DEL INFORME ESTRUCTURADO DE DOSIS DICOM MEDIANTE OSLD.

Serrano Cuesta, M. (1); Sánchez Casanueva, R. (1); Córdoba Gómez, D. P. (1); Fernández Soto, J. M. (1)  
(1) Hospital Clínico San Carlos

PALABRAS CLAVE: DOSIS PICO PIEL, EFECTOS DETERMINISTAS, OSLD, DOSIMETRÍA, INTERVENCIONISMO, INFORME ESTRUCTURADO DE DOSIS DICOM

## INTRODUCCIÓN

En los procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia existe la posibilidad de que la dosis en piel recibida por los pacientes supere los umbrales de efectos deterministas. Realizar una estimación de la dosis piel de los procedimientos permite discernir en qué casos es necesario realizar un seguimiento de las posibles lesiones y reducir si procede las consecuencias.

El objetivo de este trabajo es validar dosimétricamente mediante OSLD's las estimaciones de dosis piel calculadas por un software programado en el departamento para procedimientos intervencionistas vasculares.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han utilizado dosímetros nanoDot y se han leído mediante un lector microStar Reader. Se realizó una calibración cruzada con una cámara de ionización (Radcal 10X6-60) para las diferentes calidades de haz utilizadas. Posteriormente se situaron en cuatro proyecciones clínicas (AP, lateral, cráneo-caudal y caudo-craneal; ver Figura) sobre un maniquí antropomórfico (Rando RTP). Se irradiaron con tres calidades de haz diferentes y se midió el kerma en aire en un punto central de cada campo utilizando cuatro dosímetros. Se utilizaron los coeficientes de transferencia energética publicados por Hamza Benmakhlouf et Al. <sup>3</sup>

Se procesó el informe estructurado de dosis DICOM y se compararon los resultados obtenidos experimentalmente con los estimados por software de cálculo de dosis piel, que estima la dosis en la piel de un maniquí antropomórfico según la expresión

$$k_{piel} = k_{aire,PRI} * \left( \frac{d_{piel}}{d_{aire}} \right)^2 * T * BSF * \mu_{aire}^{agua} * CF$$



que corrige el kerma en el punto de referencia intervencionista PRI, a través de los siguientes factores: la corrección por distancia desde el PRI hasta la superficie del maniquí ( $d_{PRI}/d_{piel}$ )<sup>2</sup>, el factor de atenuación de la mesa T, el factor de retrodispersión BSF, el cociente de coeficientes de transferencia energética  $\mu_{agua}^{agua}/\mu_{aire}^{aire}$  y la corrección del kerma en aire respecto a los controles de calidad realizados CF. Cada uno de estos coeficientes es estimado por el software en función del kV, la filtración añadida y el tamaño de campo.

## RESULTADOS

Las estimaciones de dosis en cada punto y las medidas se encuentran en la tabla adjunta. Las proyecciones simuladas se encuentran en la figura adjunta.

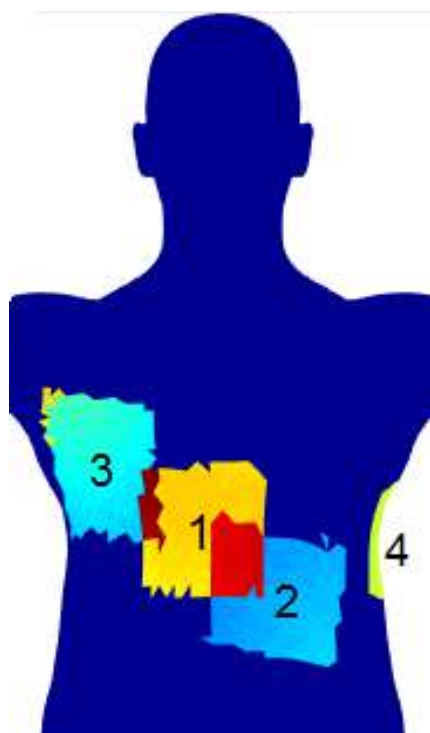
## DISCUSIÓN

Las diferencias obtenidas entre la estimación y la medida se encuentran dentro del rango de incertidumbres descritas por "Marko Krajinović et al<sup>1</sup>. Entre las principales fuentes de incertidumbre están la determinación distancia foco piel (basada en el modelo antropomórfico) y el modelado de la mesa.

El documento ICRU 74<sup>2</sup> recomienda alcanzar al menos un 7% en la exactitud de estimación de la dosis piel. Consideramos este objetivo inalcanzable sin una simulación individualizada de la geometría de cada paciente.

## CONCLUSIÓN

Con esta herramienta es posible obtener estimaciones de dosis piel con una precisión aceptable permitiendo identificar pacientes con posibles reacciones tisulares por dosis altas.



| Proyección       | Software (mGy) | OSLD (mGy) | Diferencia relativa |
|------------------|----------------|------------|---------------------|
| AP (1)           | 41,2           | 45,2       | -8,8%               |
| CaudeoCraneo (2) | 19,0           | 25,4       | -25,1%              |
| CraneoCaudal (3) | 22,4           | 30,2       | -25,8%              |
| LAT (4)          | 35,2           | 39,2       | -10,2%              |

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> MARKO KRAJINOVIĆ, MILOŠ VUJISIĆ, OLIVERA CIRAJ-BJELAC, UNCERTAINTY ASSOCIATED WITH THE USE OF SOFTWARE SOLUTIONS UTILIZING DICOM RDSR FOR SKIN DOSE ASSESSMENT IN INTERVENTIONAL RADIOLOGY AND RADIOLOGY, RADIATION PROTECTION DOSIMETRY, VOLUME 196, ISSUE 3-4, NOVEMBER 2021, PAGES 129-135, [HTTPS://DOI.ORG/10.1093/RPD/NCAB146](https://doi.org/10.1093/rpd/ncab146)

<sup>2</sup> ICRU REPORT 74, PATIENT DOSIMETRY FOR X RAYS USED IN MEDICAL IMAGING

## SIMULACIÓN POR MONTE CARLO DE LA MEDIDA DE $^{131}\text{I}$ EN TIROIDES CON LOS NUEVOS DETECTORES BE GE DE CIEMAT

Moraleda Chaves, M. (1); Gomez-Ros, J. M. (1); Navarro, J. F. (1); Lopez, M. A. (1); Perez, B. (1)  
(1) CIEMAT

PALABRAS CLAVE: DETECTORES; MESH PHANTOM; CALIBRACION; EFICIENCIA DETECCIÓN;

### INTRODUCCIÓN

El Contador de Radiactividad Corporal (CRC) de CIEMAT ha adquirido recientemente un nuevo equipo de espectroscopía gamma formado por dos detectores de germanio BE Ge (Broad Energy Range) entre cuyas aplicaciones previstas está la medida de yodo en tiroides. Su calibración se realiza mediante un maniquí cilíndrico con un vial simulador de tiroides, pero la gran variabilidad de características anatómicas de la población puede necesitar una calibración con maniqués específicos.

Es posible tener en cuenta tal variación mediante la simulación detallada y validada de los detectores utilizando técnicas numéricas.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha utilizado el código de simulación Monte Carlo (MC) MCNP6 [Werner 2017] para los cálculos de la eficiencia de detección, obtenida como el número de cuentas bajo el pico fotoeléctrico.

El procedimiento numérico de calibración, [Moraleda 2004] tiene inicialmente en cuenta las dimensiones de los detectores proporcionadas por el fabricante. Los resultados se comparan con medidas experimentales de fuentes puntuales, ajustando los valores para obtener el mejor acuerdo en todo el rango energético.

Se han utilizado los nuevos maniqués de referencia desarrollados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) [ICRP 2020] basados en superficies de mallas poligonales que suponen una mejora con respecto a los voxelizados, principalmente para estructuras de pequeño tamaño o capas finas de tejido. Además, se pueden deformar para obtener maniqués numéricos con diferentes características geométricas.

Los ficheros del maniquí para un hombre adulto, MCRP\_AM.obj y MCRP\_AM.mtl, se han importado y manipulado con el software Rhinoceros [McNeel 2022] (FIGURA 1). Se han modificado las superficies del cuello variando el espesor de tejido sobre tiroides entre 0.5 y 1.6 cm. Después se han convertido a geometrías tetrahédricas con el software POLY2TET [Han 2019], obteniendo así los ficheros de entrada para MCNP6.

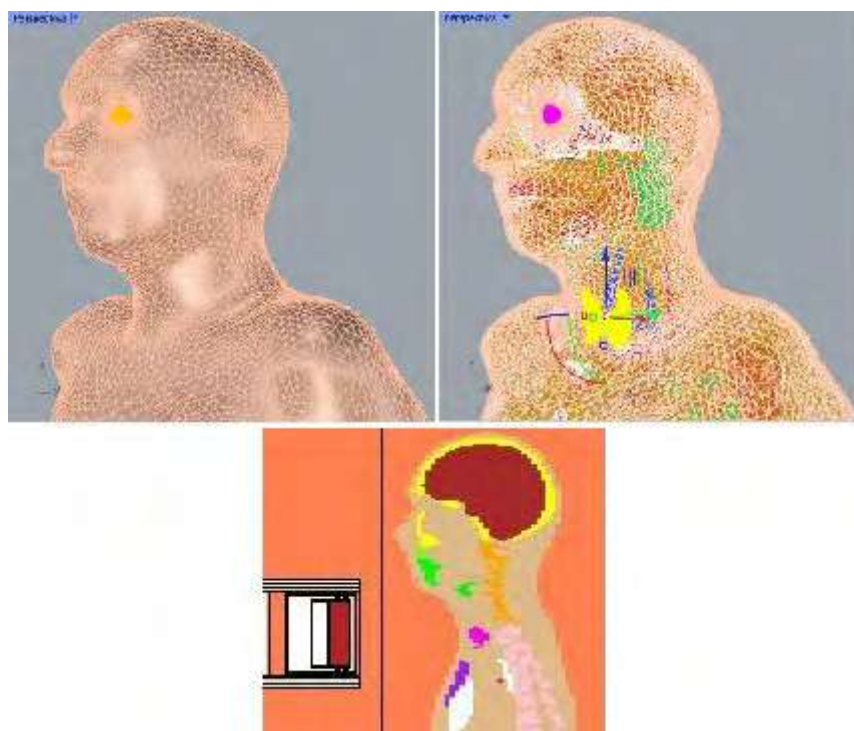


FIGURA 1. Fila superior: Visualización con Rhino del maniquí y los órganos internos; fila inferior: visualización con MCNP6 del maniquí y el detector.





## RESULTADOS

Las eficiencias calculadas con fuentes puntuales y parámetros nominales del detector muestran diferencias iniciales en torno al 20% comparadas con los resultados experimentales. El proceso de optimización de los parámetros ha conseguido reducir dicha discrepancia hasta un 3%.

Se ha utilizado el modelo optimizado de detector para la medida de tiroides contaminado con  $^{131}\text{I}$ , con los maniqués de distintos espesores de tejido sobre tiroides y calculando la eficiencia para el pico de 356 keV. Los espesores de 0.55 y 1.6 cm dan como resultado una variación en la eficiencia de 9% y -14% respectivamente con respecto al adulto de referencia.

## CONCLUSIONES

La simulación por MC de la eficiencia de detección necesita una validación experimental de la geometría del detector para lograr un buen acuerdo entre los resultados numéricos y los experimentales.

Los maniqués tipo malla son deformables, permitiendo así tener en cuenta la variabilidad anatómica de la población. Esta gran ventaja permite ampliar el proceso de calibración del laboratorio mediante simulación y asignar un valor para la incertidumbre.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> HAN, H. ET AL., 2019. POLY2TET: A PROGRAM TO CONVERT POLYGONAL SURFACE MESH PHANTOM INTO TETRAHEDRAL VOLUMETRIC MESH PHANTOM. TRANSACTIONS OF THE KOREAN NUCLEAR SOCIETY AUTUMN MEETING. GOYANG, KOREA.
- <sup>2</sup> ICRP, 2020. ADULT MESH-TYPE REFERENCE COMPUTATIONAL PHANTOMS. ICRP PUBLICATION 145. ANN. ICRP 49 (3).
- <sup>3</sup> MORALEDA, M. ET AL., 2004. A MCNP-BASED CALIBRATION METHOD AND A VOXEL PHANTOM FOR IN VIVO MONITORING OF  $^{241}\text{Am}$  IN SKULL. NUCLEAR INSTRUMENTS AND METHODS IN PHYSICS RESEARCH A 526, 551-559.
- <sup>4</sup> MCNEEL, R. & ASSOCIATES, 2022. RHINO 7. ONLINE: [HTTPS://WWW.RHINO3D.COM/](https://www.rhino3d.com/)
- <sup>5</sup> WERNER, C.J. (ED.), 2017. MCNP USERS' MANUAL-CODE VERSION 6.2. REPORT LA-UR-17-29981. LOS ALAMOS NATIONAL LABORATORY, USA.

# MODELO COMPUTACIONAL DE ESPECTROS DE RX Y DE CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN

Gañán Mora, A. (1); Serrano Cuesta, M. (1); Sanchez Casanueva, R. (2); Fernández Soto, J. M. (1)

(1) Hospital Clínico San Carlos, (2) Hospital Clínico San Carlos, IdISSC y Universidad Complutense de Madrid

PALABRAS CLAVE: CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN, CAE, ESPECTRO, RAYOS X, EDUCATIVO, PYTHON, MODELO ANALÍTICO, ÍNDICE DE EXPOSICIÓN

## INTRODUCCIÓN

La optimización de la dosis manteniendo una calidad de imagen aceptable es realizada por el control automático de exposición (CAE). El funcionamiento del CAE no suele ser desvelado por los fabricantes, quedando oculto al técnico y al físico médico. Presentamos un modelo computacional simple de funcionamiento del CAE, basado en leyes físicas bien establecidas, junto a su verificación empírica.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El haz de RX se modela asumiendo que la emisión es únicamente por bremsstrahlung. El flujo de energía viene dado por la ley de Kramer,  $\frac{dI}{dE} \propto \frac{1}{E} \left( \frac{E}{E_0} - 1 \right)$ , y la distribución espectral de fotones  $\frac{dN}{dE}$  se obtiene dividiendo entre  $\frac{dE}{dE}$ . La propagación del haz se modela considerando un haz estrecho con decaimiento exponencial y con coeficientes de atenuación extraídos del NIST XCOM. La respuesta de las cámaras del CAE se toma usando la curva de conversión fluencia- a-exposición en función del kV para el aire. Se asume que para un kV dado, el equipo fija un índice de exposición EI (IEC 62494-1, campo DICOM 0018,1411) y busca los mAs necesarios para conseguir dicho EI. La contribución de kV y mAs al EI está desacoplada, siendo la de los mAs lineal, de modo que se puede despejar una magnitud proporcional a mAs,  $mAs_{prop} = k \cdot EI$ , a partir del espectro que incide en las cámaras del CAE y del EI registrado por el equipo.

Se ha verificado el modelo en un equipo AGFA DR 400 con filtración intrínseca de 2.8 mmAl y filtración añadida de 21 mmAl a la salida del tubo. Con colimadores abiertos, distancia fuente-detector de 187 cm y sin rejilla, se calcula el cociente de  $mAs_{prop}$  frente a los mAs realmente usados para distintos kV. Este cociente debe ser constante pues depende de factores geométricos

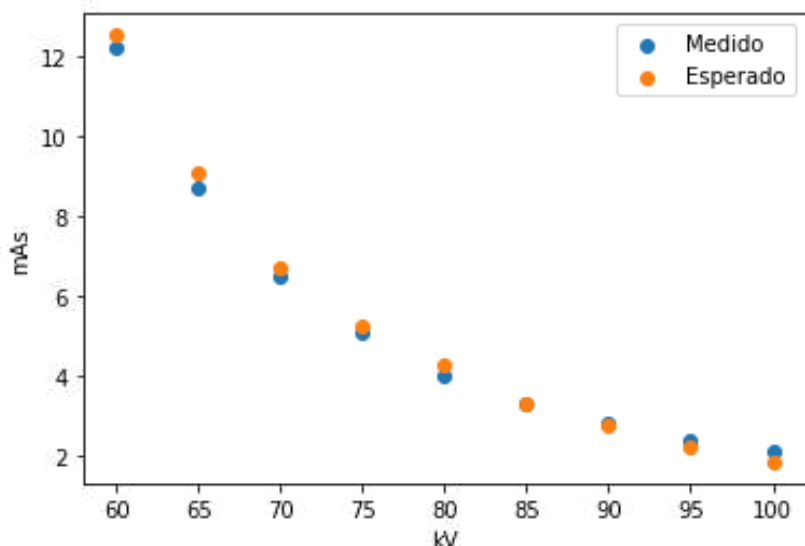




fijos en las medidas, del tipo de generador de RX y cámara del CAE. El factor  $k$  se estima como la media de los cocientes  $mAs_{prop}/mAs$ . Dividiendo cada valor de  $mAs_{prop}$  entre  $k$  se obtiene la predicción de mAs para cada kV.

## RESULTADOS

La mediana de diferencias entre mAs predichos y medidos es del 3.2% y la mayor diferencia es del 11.5% (100 kV).



## DISCUSIÓN

El modelo propuesto predice de manera adecuada el funcionamiento del CAE, requiriendo un único parámetro empírico,  $k$ , y acceso al campo DICOM del EI. Puede emplearse como herramienta auxiliar en controles de calidad del CAE verificando, por ejemplo, la constancia de  $k$ . Además, al estar programado en Python es reproducible libremente. Por último, estos resultados implican una verificación más de leyes físicas básicas sobre generación de RX e interacción radiación-materia, ofreciendo también un recurso pedagógico a técnicos y residentes gracias a la simplicidad del modelo.

## CONCLUSIÓN

Es posible modelizar analíticamente la generación de RX y el funcionamiento del CAE mediante código Python, leyes físicas básicas, un campo DICOM y un parámetro empírico.

# APLICACIÓN DEL CÓDIGO DE SIMULACIÓN MONTE CARLO PYMCGPU-IR EN DOSIMETRÍA OCUPACIONAL: EVALUACIÓN EN CASOS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

García Balcaza, V. (1); O'Connor, U. (2); Badal Soler, A. (3); Von Barnekow, A. (4); Camp Brunes, A. (1); Duch Guillen, M. A. (1); Ginjaume Egidio, M. (1)

(1) Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya, (2) Medical Physics and Bioengineering Department, St James's Hospital, Dublin, Ireland, (3) Division of Imaging, Diagnostics, and Software Reliability, OSEL, CDRH, U.S. Food and Drug Administration Silver Spring, Maryland, United States, (4) Research Centre for Biomedical Engineering, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, Spain

PALABRAS CLAVE: INTERVENTIONAL RADIOLOGY, MONTE CARLO, PYMCGPU-IR, DOSIMETRY

## INTRODUCCIÓN

PyMCGPU-IR es un software de cálculo de dosis en paciente y operador para radiología intervencionista. Utiliza de forma automática el código de simulación Monte Carlo MCGPU-IR, el cual ha sido validado con el código PENELOPE/penEasy y con medidas experimentales en reproducciones realistas de intervenciones [1].

Este trabajo describe el funcionamiento de PyMCGPU-IR para la determinación de la dosis ocupacional y su aplicación en tres procedimientos reales. Se comparan los resultados de las simulaciones con valores experimentales.



## MATERIALES Y MÉTODOS

PyMCGPU-IR es una aplicación de Python que lee en el informe estructurado de dosis del paciente la información relevante sobre cada evento de irradiación y la combina con la posición de operador principal en ese instante, obtenida con un sistema de cámaras Kinect que siguen su movimiento. Esta información es utilizada para realizar las simulaciones con MCGPU-IR y obtener valores de dosis en órganos, las magnitudes operacionales,  $H_p(10)$  y  $H_p(0,07)$ , y la dosis efectiva de los operadores.

Los datos experimentales son valores de  $H_p(10)$  medidos con dosímetros Thermo EPD MK2.3, utilizados sobre el delantal plomado del personal sanitario en tres intervenciones realizadas en el St James's Hospital de Dublín. La primera es una reparación endovascular de un aneurisma en la zona pélvica del paciente. El médico no utiliza la pantalla blindada suspendida del techo como protección. Las otras dos son intervenciones cardíacas, una angiografía coronaria y una angioplastia coronaria percutánea, donde los operadores se sitúan detrás de la pantalla protectora.

## RESULTADOS

En el primer caso el valor de  $H_p(10)$  experimental es  $55 \pm 17 \mu\text{Sv}$  y el simulado  $47 \pm 5 \mu\text{Sv}$ . En la angiografía, el valor experimental es  $12 \pm 4 \mu\text{Sv}$  y el simulado  $12 \pm 1 \mu\text{Sv}$ . En el último caso el valor experimental es  $16 \pm 5 \mu\text{Sv}$  y el simulado  $10 \pm 1 \mu\text{Sv}$  (incertidumbres con  $k=2$ ).

El tiempo de simulación empleado por PyMCGPU-IR es inferior a 2 minutos por cada evento de irradiación.

## DISCUSIÓN

Las diferencias entre los valores calculados y medidos están entre 0 y 8  $\mu\text{Sv}$ , en general son inferiores a las incertidumbres asociadas. Son diferencias aceptables para valores de dosimetría ocupacional.

## CONCLUSIONES

PyMCGPU-IR proporciona una buena estimación de valores de dosis ocupacional en tiempos de simulación muy cortos comparados con otros códigos.

PyMCGPU-IR permite obtener, además de las magnitudes operacionales, dosis en tejidos y órganos y valores de dosis efectiva, así como la representación gráfica de dosis.

La principal limitación de PyMCGPU-IR es la falta de información en algunos casos. Bien en los informes estructurados de dosis (no suelen indicar el sexo y dimensiones de pacientes ni de operadores), como en el sistema de cámaras que en ocasiones pierde o malinterpreta la posición de los operadores y no registra la posición de la pantalla protectora.

Esta limitación se puede solucionar con PyMCGPU-IR introduciendo la información incompleta de forma manual, si bien supone una mayor complejidad en su uso.

El proceso de validación y mejora de PyMCGPU-IR continúa y está prevista su aplicación a nuevos procedimientos intervencionistas.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GARCÍA-BALCAZA, V., CAMP, A., BADAL, A., ANDERSSON, M., ALMÉN, A., GINJAUME, M. AND DUCH, M.A. FAST MONTE CARLO CODES FOR OCCUPATIONAL DOSIMETRY IN INTERVENTIONAL RADIOLOGY. PHYS. MED. 85(2), 166-174 (2021)

# IMPLEMENTACIÓN DEL TRANSPORTE DE RADIACIÓN EN MALLAS TRIANGULARES EN PENRED

Giménez Alventosa, V. (1); Oliver Gil, S. (2)

(1) Universidad de Valencia, (2) Universidad Politècnica de València

## INTRODUCCIÓN

Actualmente, los códigos Monte Carlo de simulación de transporte de radiación a través de la materia permiten la construcción de geometrías mediante distintas técnicas. La mayoría de ellos permiten, como mínimo, su construcción mediante la definición de superficies y operaciones booleanas entre ellas. Sin embargo, esta forma de construcción de geometrías es tediosa y dificulta la modelización de sistemas complejos, sobretudo con patrones orgánicos, lo que puede inducir errores que se propaguen en el cálculo final. Un ejemplo es la modelización de aplicadores deformables en irradiaciones de pecho, donde además debe combinarse con la geometría del paciente obtenida a partir de un escáner.



Es por ello que diferentes códigos, como MCNP6 o GEANT4, han implementado la posibilidad de definir geometrías a partir de superficies malladas triangularmente o volúmenes tetraédricos, lo que permite la definición de estructuras complejas de forma sencilla usando códigos de diseño 3D ya existentes. Más aún, algunos fabricantes proporcionan directamente el archivo CAD con el diseño del dispositivo que forma parte del estudio, ahorrando de este modo al investigador su modelado. Esto puede ser, además, especialmente útil a la hora de combinar geometrías con información estructural de pacientes y aplicadores. Por estos motivos, el objetivo de este trabajo consiste en implementar la capacidad de simular sobre geometrías malladas en el código penRed, el cual ofrece ya numerosas ventajas y facilidades para el cálculo en aplicaciones médicas pero carece de esta característica [1,2].

## MATERIALES Y MÉTODOS

En el presente trabajo se ha usado la versión de penRed 1.6.0 para implementar el transporte de radiación en geometrías construidas como superficies malladas triangularmente. Éste se ofrece como código abierto y puede descargarse de su repositorio de github (<https://github.com/PenRed/PenRed>). Para ello, se ha definido un formato propio para almacenar la información de la geometría, pero lo suficientemente simple para facilitar la conversión de formatos estándares a este. Más aún, se ha creado un “plugin” para el software de diseño 3D Blender que permite la exportación de la geometría construida directamente al formato de penRed. Por lo tanto, se puede transformar cualquier formato compatible con Blender para ser simulado sin esfuerzo adicional.

## RESULTADOS

Se ha comprobado el funcionamiento de la nueva capacidad de construcción de geometrías malladas comparando con geometrías equivalentes construidas mediante superficies cuádricas. Los resultados muestran que ambos tipos de simulación reproducen resultados estadísticamente compatibles. Además, se ha analizado la influencia de los parámetros para la simulación así como diferentes estrategias a la hora de construir las geometrías, presentando al usuario como maximizar la velocidad de simulación.

## CONCLUSIÓN

La incorporación de este tipo de geometrías dota a penRed de la capacidad de modelar y simular sistemas más complejos, orgánicos y realistas. Además, dado que los programas tipo CAD se utilizan en la mayoría de ámbitos en la ingeniería, esta capacidad puede favorecer el uso de penRed a un público más amplio.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> V. GIMÉNEZ-ALVENTOSA, V. GIMÉNEZ GÓMEZ, S. OLIVER, PENRED: AN EXTENSIBLE AND PARALLEL MONTE-CARLO FRAMEWORK FOR RADIATION TRANSPORT BASED ON PENELOPE, COMPUTER PHYSICS COMMUNICATIONS, VOL 267, 2021
- <sup>2</sup> S. OLIVER, V. GIMÉNEZ-ALVENTOSA, F. BERUMEN, V. GIMENEZ, L. BEAULIEU, F. BALLESTER, J. VIJANDE, BENCHMARK OF THE PENRED MONTE CARLO FRAMEWORK FOR HDR BRACHYTHERAPY, ZEITSCHRIFT FÜR MEDIZINISCHE PHYSIK, 2022

---

# NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS Y PLASMÓNICAS COMO AGENTES ANTITUMORALES EN RADIOTERAPIA NO IONIZANTE

García Ovejero, J. (1); Egea-Benavente, D. (2); Morales, M. D. P. (3); Barber, D. (2)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón, (2) Departamento de Immunología y Oncología, NanoBiomedicine Initiative, Centro Nacional de Biotecnología (CNB)-CSIC, (3) Departamento de Energía Medioambiente y Salud, Instituto de Ciencia de Materiales de Madrid (ICMM)-CSIC

PALABRAS CLAVE: NANOPARTÍCULAS; HIPERTERMIA; TERAPIAS AVANZADAS; FOTOTERMIA; NO IONIZANTES

## INTRODUCCIÓN

Los tratamientos anticancerígenos por hipertermia persiguen la desactivación de los mecanismos de proliferación tumoral produciendo un calentamiento localizado de regiones tumorales. Estos tratamientos, frecuentes en países como Alemania o EEUU, son aún escasos en nuestro país. No obstante, en 2018, la SEOR publicó una guía sobre hipertermia oncológica que sentaba las bases para una correcta implantación en España de este tipo de terapias<sup>1</sup>. En esta guía se destacaba el calentamiento mediado por nanopartículas (NP) como uno de los métodos más avanzados para focalizar el daño tumoral y minimizar efectos secundarios en este tipo de terapias<sup>2</sup>. Estas NP, cuando son correctamente recubiertas, son capaces de fluir por el torrente sanguíneo hasta localizar células tumorales en las que internalizarse. Una vez alcanzan la región diana, actúan como agentes terapéuticos selectivos transformando radiación no ionizante (microondas, luz infrarroja, etc.) en calor de manera eficiente y muy localizada (FIGURA 1)<sup>3</sup>. En este trabajo se explora la posibilidad de combinar NP magnéticas de óxido de Fe (IONPs) y NP plasmónicas de Au con forma alargada (AuNR) para generar una nano-terapia conjunta de hipertermia magnética y óptica<sup>4</sup>.

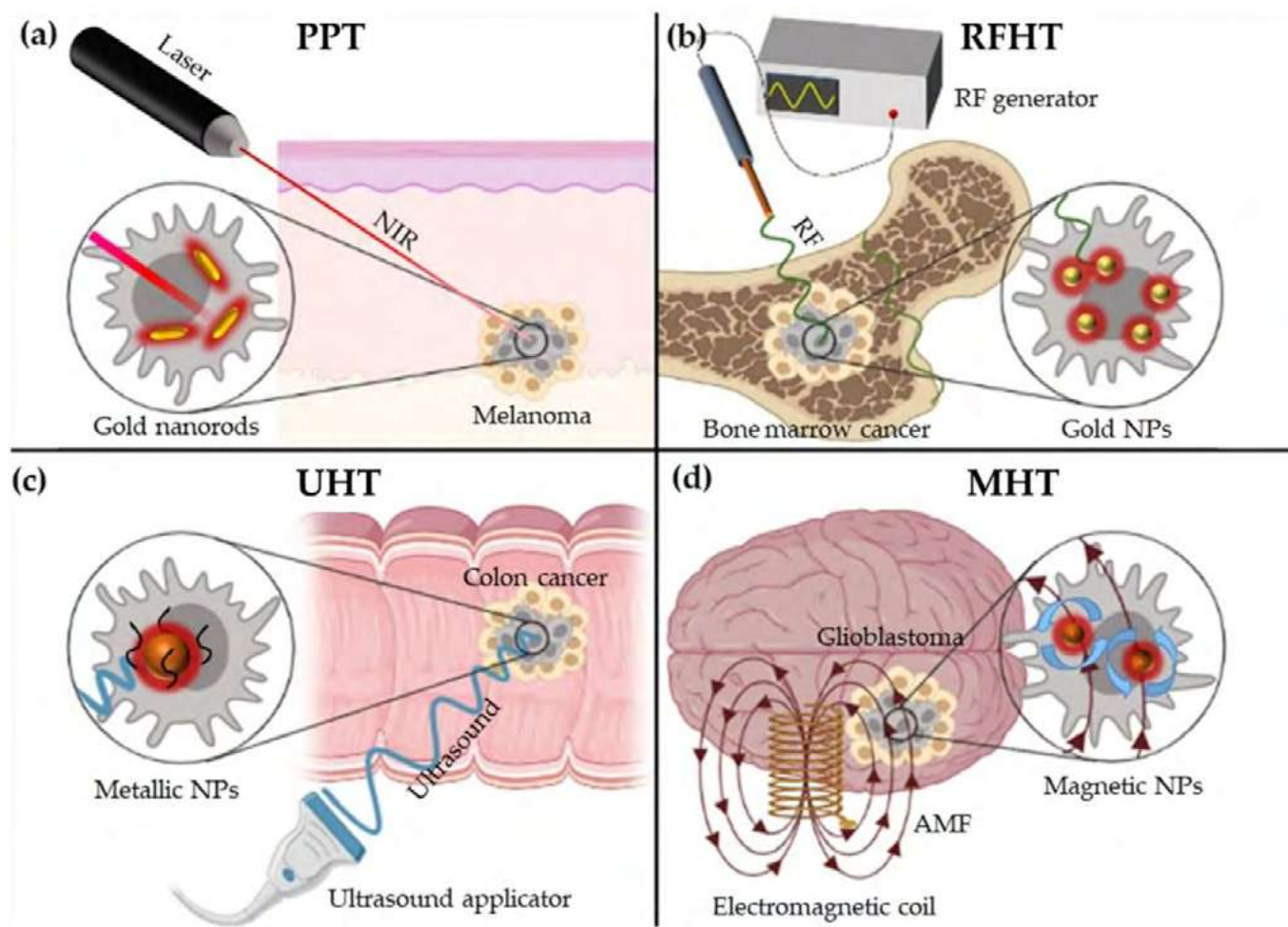


FIGURA 1. Terapias de hipertermia oncológica basadas en nanopartículas: (a) Terapia fototérmica (PTT), (b) Hipertermia por radiofrecuencia (RFHT), (c) Hipertermia por ultrasonidos (UHT) y (d) Hipertermia magnética (MHT).

## MÉTODOS

Los sistemas híbridos IONPs y AuNRs fueron embebidos en una matriz de sílice que garantiza su estabilidad físico-química, mediante un novedoso proceso de auto-ensamblado basado en reacciones sol-gel<sup>5</sup> (FIGURA 2a). Gracias a esta matriz de sílice, las nanoestructuras magnetoplasmonicas híbridas (NPMH) pudieron ser recubiertas con un glicopolímero sintético (poly(2-deoxy-2-methacrylamido-D-glucose, PMAG) que favorecen su internalización en células tumorales con actividad metabólica alterada. Estos sistemas fueron caracterizados como agentes calefactores bajo distintas condiciones de campo magnético e intensidad de radiación infrarroja. Además se evaluó mediante microscopía óptica y plasma de acoplamiento inductivo con espectroscopía óptica (ICP-OES) la proporción de material internalizado en cultivos de células tumorales tipo HeLa tras 24 horas de incubación.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos mostraron que las NP magneto-plasmonicas desarrolladas alcanzan tasas de absorción específica o SAR (parámetro indicador de su poder calefactor) de hasta 756 W/g cuando son irradiados simultáneamente con campos magnéticos alternos y luz infrarroja (FIGURA 2b). Estos valores se sitúan muy por encima de los alcanzados por cada componente por separado. Además, el recubrimiento con glicopolímeros favoreció su estabilidad coloidal en medios de cultivo biológicos y su internalización en células tumorales tipo HeLa, alcanzando concentraciones de 62 pg de Au por célula (FIGURA 2c).

## CONCLUSIONES

Las NP magnetoplasmonicas desarrolladas abren una nueva vía de exploración en los tratamientos antitumorales por hipertermia localizada al demostrar la combinación sinérgica de la hipertermia magnética con la fototermia.

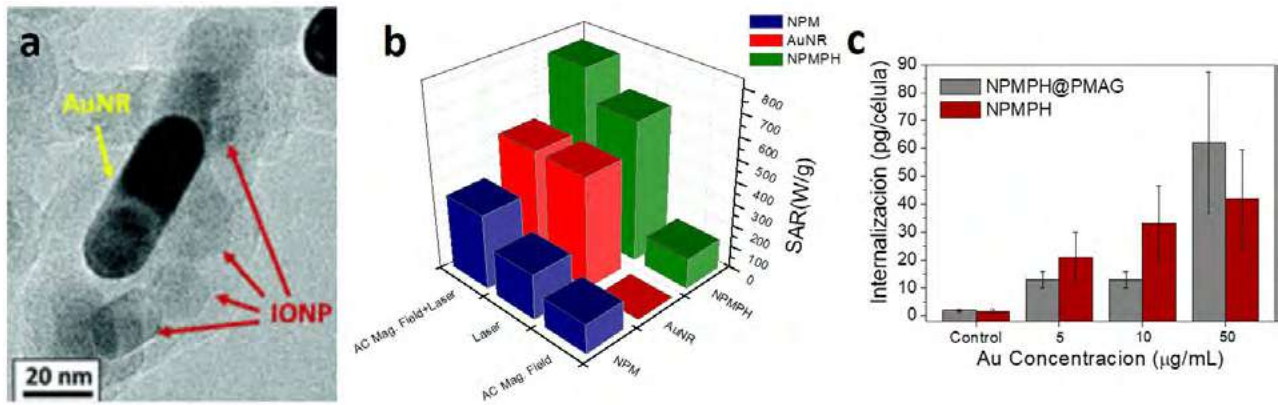


FIGURA 2. Microscopía electrónica de transmisión de una NPM. (b) Valores de tasa de absorción específica (SAR) para hipertermia magnética, fototermia e hipertermia magneto-plasmónica en IONP (azul), AuNR (rojo) y NPMPH (verde). (c) Cantidad de NPMPH internalizada por células HeLa en función de la concentración incubada para NPMPH recubiertas (NPMPH@PMAG) y sin recubrir.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> J. CONTRERAS MARTÍNEZ, F. NAVARRO GUIRADO Y I. HERRUZO CABRERA (2018) HIPERTERMIA ONCOLÓGICA: FUNDAMENTOS Y EVIDENCIA CIENTÍFICA. 1ª EDICIÓN. EMIRAL EDICIONES
- <sup>2</sup> D. MELO-DIOGO, C. PAIS-SILVA, D. R. DIAS, A. F. MOREIRA AND I. J. CORREIA. STRATEGIES TO IMPROVE CANCER PHOTOTHERMAL THERAPY MEDIATED BY NANOMATERIALS. ADV. HEALTHCARE MATER. 2017, 6, 1700073
- <sup>3</sup> D. EGEE-BENAVENTE, J. G. OVEJERO, M. P. MORALES AND D. F. BARBER (2022) UNDERSTANDING MNPs BEHAVIOUR IN RESPONSE TO AMF IN BIOLOGICAL MILIEUS AND THE EFFECTS AT THE CELLULAR LEVEL: IMPLICATIONS FOR A RATIONAL DESIGN THAT DRIVES MAGNETIC HYPERTHERMIA THERAPY TOWARD CLINICAL IMPLEMENTATION J. COLL. INT. SC. 608, 1585-1597
- <sup>4</sup> J. G. OVEJERO, I. MORALES, P. DE LA PRESA, N. MILLE, J. CARREY, M. A. GARCIA, A. HERNANDO AND P. HERRASTI (2018) HYBRID NANOPARTICLES FOR MAGNETIC AND PLASMONIC HYPERTHERMIA PHYS. CHEM. CHEM. PHYS. 20, 24065-24073
- <sup>5</sup> J. G. OVEJERO, M. A. GARCIA, P. HERRASTI (2021) [PDF] DE MDPI.COM SELF-ASSEMBLY OF Au-Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> HYBRID NANOPARTICLES USING A SOL-GEL PECHINI METHOD 26, 22, 6943

# ÁREA TEMÁTICA: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)

## CLASIFICACIÓN DE ADENOMAS SUPRARRENALES MEDIANTE UN MODELO RADIÓMICO

Prieto, D. (1); Gómez-Bermejo, M. (1); Canales, E. (1); García, E. (2); García, R. (1); Cámara, M. (1); Galiano, P. (1); Chillida Rey, R. (1); Williamson, S. (1); Béjar, M. J. (1); Capuz, B. (1); García, J. D. (1); Moris, R. (1); Colmenares, R. (1); Sevillano, D. (1); Blázquez, J. (1); García, F. (1) (1) Hospital Universitario Ramón y Cajal, (2) Hospital Universitario Insular de Gran Canaria

PALABRAS CLAVE: RADIÓMICA, ADENOMA, INTELIGENCIA ARTIFICIAL, MACHINE LEARNING,

## INTRODUCCIÓN

Los tumores suprarrenales son un hallazgo incidental frecuente en las pruebas de imagen y suelen denominarse incidentalomas suprarrenales. Su prevalencia en estudios radiológicos es del 3-7%.

En este punto la radiómica puede actuar como ayuda a la identificación de benignidad o malignidad de estos adenomas, optimizando y agilizando así la selección de pruebas médicas que confirmen el diagnóstico.

A partir de la extracción de características cuantitativas de las imágenes radiológicas y de su tratamiento con modelos predictivos de inteligencia artificial, la radiómica es una herramienta no invasiva, que aporta información oculta para el observador experimentado.





## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza una selección retrospectiva de pacientes con estudios CT. Los criterios de selección fueron:

- Tumor suprarrenal mayor de 1 cm diagnosticado histológicamente o con resonancia magnética
- Detectado por primera vez con contraste en fase venosa portal

Las imágenes han sido obtenidas entre diferentes equipos CT. El estudio se realiza sobre 61 VOIs, 49 benignos y 12 malignos.

Se utiliza el software de licencia libre LIFEx 6.3 para delimitar los contornos y la obtención de características. Se realiza el estudio sobre 62 características.

Cada contorno ha sido delimitado por dos radiólogos realizando dos grupos separados de datos (A y B). Se realiza un análisis del coeficiente de correlación intraclase.

Los grupos de entrenamiento y validación serán siempre del 75% y 25%.

Se estudian diferentes modelos y algoritmos de selección de variables que son evaluados, a partir de las métricas de precisión (accuracy), matriz de confusión, sensibilidad, especificidad y área bajo la curva ROC. Los modelos son verificados mediante validación cruzada ( $k=3$ ).

Los intervalos de confianza al 95% se obtienen mediante el desarrollo de 200 iteraciones del método de out-of-bag bootstrapping

## RESULTADOS

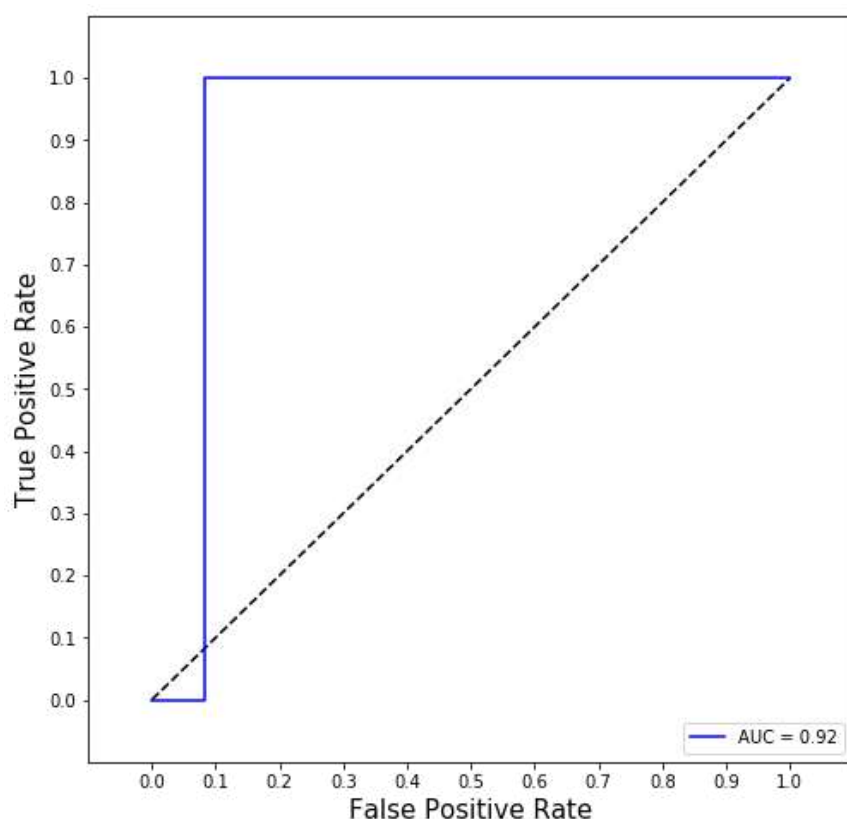
Se presentan los resultados para el mejor modelo obtenido: regresión logística balanceada, sobre el grupo A, empleando las 14 variables que presentan un coeficiente intraclase  $ICC > 0.9$ .

TABLA 1: Métricas obtenidas

|                |                   |
|----------------|-------------------|
| Precisión      | 0.94 (0.74,1.00)  |
| Área curva ROC | 0.92 (0.63, 1.00) |
| Especificidad  | 1.00 (0.71,1.00)  |
| Sensibilidad   | 0.92 (0.65,1.00)  |

La validación cruzada presenta una desviación estándar de los valores obtenidos entre cada partición de 0.08.

FIGURA 1. Curva ROC







Dicho modelo sobre el grupo B presenta características muy similares, con una sensibilidad y misma área de la curva ROC, pero menores valores en cuanto a especificidad 0.75 (0.39-1.00) y precisión 0.88 (0.71-1.00).

## DISCUSIÓN

La poca prevalencia de incidentalomas limita el número de pacientes utilizados, empleándose en otros estudios tamaños muestrales similares

La muestra está claramente desbalanceada debido a los pocos casos malignos encontrados, esto ha obligado al empleo de modelos que ajustan esta descompensación.

El empleo de diferentes CTs para el análisis de las imágenes aumenta el sesgo del estudio, pero se adapta mejor a la realidad clínica. A pesar de ellos los resultados obtenidos son comparables con otros trabajos que emplean un único equipo.

## CONCLUSIÓN

Se dispone de un modelo radiómico, elaborado en el propio centro, que permite determinar, la malignidad de los adenomas, encontrados de forma incidental, en estudios CT de cualquier equipo del hospital.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SARUTA T, SUZUKI H, SHIBATA H. ADRENAL INCIDENTALOMA. NIPPON NAIBUNPI GAKKAI ZASSHI 1993;69:509–19. [HTTPS://DOI.ORG/10.1507/ENDOCRINE1927.69.5\\_509](https://doi.org/10.1507/ENDOCRINE1927.69.5_509).
- <sup>2</sup> MAYO-SMITH WW, SONG JH, BOLAND GL, FRANCIS IR, ISRAEL GM, MAZZAGLIA PJ, ET AL. MANAGEMENT OF INCIDENTAL ADRENAL MASSES: A WHITE PAPER OF THE ACR INCIDENTAL FINDINGS COMMITTEE. J AM COLL RADIOL 2017;14:1038–44. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.JACR.2017.05.001](https://doi.org/10.1016/j.jacr.2017.05.001)
- <sup>3</sup> NIOCHE C, ORLHAC F, BOUGHDAD S, REUZE S, GOYA-OUTI J, ROBERT C, ET AL. LIFEX: A FREEWARE FOR RADIOMIC FEATURE CALCULATION IN MULTIMODALITY IMAGING TO ACCELERATE ADVANCES IN THE CHARACTERIZATION OF TUMOR HETEROGENEITY. CANCER RES 2018;78:4786–9. [HTTPS://DOI.ORG/10.1158/0008-5472.CAN-18-0125](https://doi.org/10.1158/0008-5472.CAN-18-0125)
- <sup>4</sup> CARRASCO JL, JOVER L. ESTIMATING THE GENERALIZED CONCORDANCE CORRELATION COEFFICIENT THROUGH VARIANCE COMPONENTS. BIOMETRICS 2003;59:849–58. [HTTPS://DOI.ORG/10.1111/J.0006-341X.2003.00099.X](https://doi.org/10.1111/j.0006-341X.2003.00099.x)
- <sup>5</sup> LAHEY MA, DOWNEY RG, SAAL FE. INTRACLAS CORRELATIONS: THERE'S MORE THERE THAN MEETS THE EYE. PSYCHOL BULL 1983;93:586–95. [HTTPS://DOI.ORG/10.1037/0033-2909.93.3.586](https://doi.org/10.1037/0033-2909.93.3.586).
- <sup>6</sup> RAJU VNG, LAKSHMI KP, JAIN VM, KALIDINDI A, PADMA V. STUDY THE INFLUENCE OF NORMALIZATION/TRANSFORMATION PROCESS ON THE ACCURACY OF SUPERVISED CLASSIFICATION. PROC 3RD INT CONF SMART SYST INVEN TECHNOL ICSSIT 2020 2020:729–35. [HTTPS://DOI.ORG/10.1109/ICSSIT48917.2020.9214160](https://doi.org/10.1109/ICSSIT48917.2020.9214160)
- <sup>7</sup> LISA M. HO, EHSAN SAMEI, MACIEJ A. MAZUROWSKI, YUESE ZHENG, BRIAN C. ALLEN, RENDON C. NELSON AND DM. CAN TEXTURE ANALYSIS BE USED TO DISTINGUISH BENIGN FROM MALIGNANT ADRENAL NODULES ON UNENHANCED CT, CONTRAST-ENHANCED CT, OR IN- PHASE AND OPPOSED-PHASE MRI? AM J ROENTGENOL 2019;212:3:554–61. [HTTPS://DOI.ORG/DOI.ORG/10.2214/AJR.18.20097](https://doi.org/10.2214/AJR.18.20097)
- <sup>8</sup> ZHENG Y, LIU X, ZHONG Y, LV F, YANG H. A PRELIMINARY STUDY FOR DISTINGUISH HORMONE-SECRETING FUNCTIONAL ADRENOCORTICAL ADENOMA SUBTYPES USING MULTIPARAMETRIC CT RADIOMICS-BASED MACHINE LEARNING MODEL AND NOMOGRAM. FRONT ONCOL 2020;10:1–11. [HTTPS://DOI.ORG/10.3389/FONC.2020.570502](https://doi.org/10.3389/FONC.2020.570502)

# ENTORNO AUTOMATIZADO BASADO EN MICRO-CT PARA LA EVALUACIÓN DEL AJUSTE DE MUESTRAS COMPUESTAS: APLICACIÓN A PUENTE DENTALES SOBRE IMPLANTES

Belarra Rodríguez, A. (1); Cascos Sánchez, R. (2); Hernández Girón, I. (3); Gómez Polo, M. (2); Chevalier del Río, M. (1)

(1) Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid, (2) Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid, (3) School of Physics, University College Dublin

PALABRAS CLAVE: MICRO-CT, BEAM HARDENING, AUTO-ALINEAMIENTO, IMPLANTES DENTALES, PUENTES DENTALES

## INTRODUCCIÓN

El micro-CT permite obtener información tridimensional de muestras de forma no destructiva. La caracterización de la estructura interna de las muestras compuestas se ve dificultada por el endurecimiento del haz y el ruido debido a la baja fluencia del haz



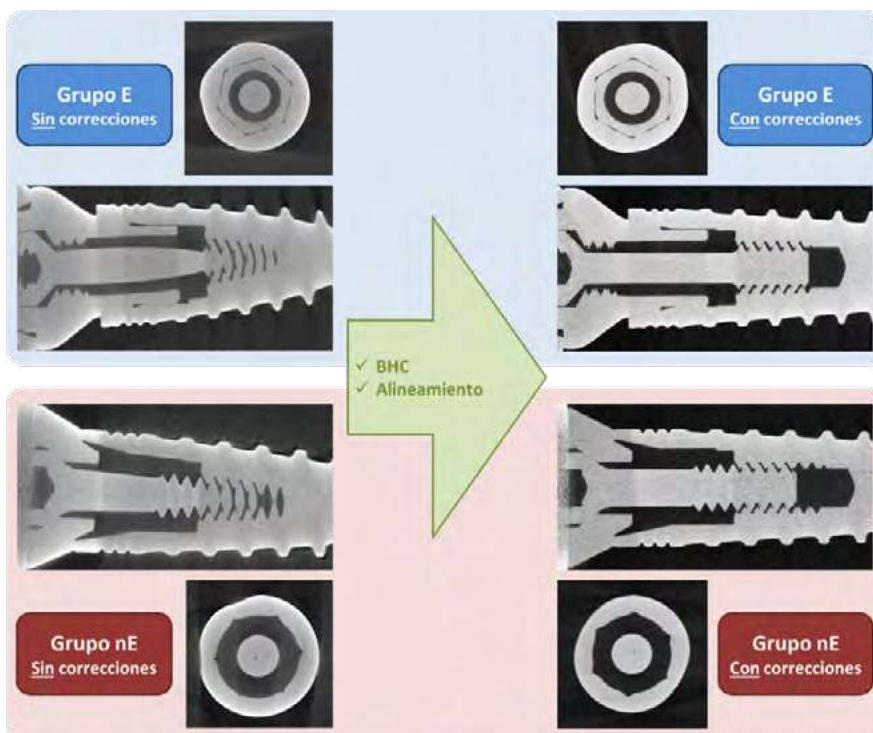
de rayos X, además del desalineamiento de los componentes de la muestra. En este trabajo se ha desarrollado un entorno computacional automatizado basado en micro-CT para la caracterización de muestras multicomponente. Este marco se evaluó utilizando puentes dentales soportados por implantes (ISB), analizando el grado de ajuste de las conexiones de sus componentes que es crucial para predecir el éxito del tratamiento implantológico.

## MATERIAL Y MÉTODOS

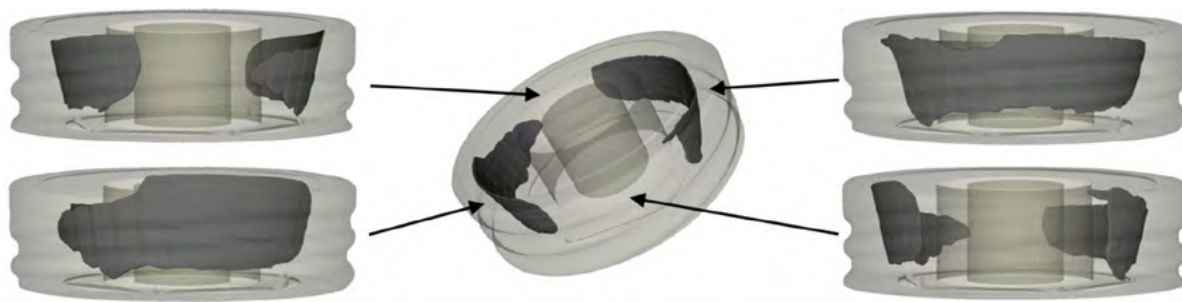
El entorno consta de dos módulos independientes de acceso abierto para la i) reducción de artefactos de cupping (BHC) en el volumen de imágenes reconstruido y ii) el alineamiento automático de muestras que presenten algún eje de simetría. El BHC se basa en un procedimiento iterativo que minimiza las diferencias entre los valores de píxel del volumen reconstruido y una combinación lineal de los volúmenes reconstruidos correspondientes a las potencias de las proyecciones. El módulo de alineamiento automático se basa en la minimización de la desviación estándar de las distancias entre los centros de masa de los cortes axiales y el eje de rotación. Este entorno se evaluó con imágenes de micro-CT de 16 ISBs con abutamientos rotatorios (nE) y anti-rotatorios (E). Adicionalmente, se desarrolló un tercer módulo basado en métodos de sobremuestreo para evaluar el ajuste de las conexiones entre componentes de los ISBs mediante la medición de parámetros estructurales y de ensamblaje.

## RESULTADOS

Los resultados muestran que el módulo BHC permite reducir el espesor de la filtración de aluminio, aumentado la fluencia del haz y, por tanto, la relación señal-ruido (FIGURA 1). El módulo de alineamiento automático permite alinear todos los implantes independientemente del grado de desalineamiento (FIGURA 2). La aplicación del tercer módulo permite medir parámetros de ajuste, así como localizar y medir tridimensionalmente gaps ( $\geq 20\mu\text{m}$ ) de aire en las conexiones del implante (FIGURA 3).



**Figura 1.** Ilustración del resultado de aplicar los algoritmos de BHC y alineamiento automático en una vista axial y sagital para un implante con abutamento anti-rotatorio (nE) y rotatorio (E).



**Figura 2.** Vista volumétrica y vistas ortogonales de la conexión de los componentes (gris claro) de un implante del grupo E, mostrando el gap (gris oscuro).

## DISCUSIÓN

Para aplicaciones donde la discriminación entre materiales de alta atenuación es crítica, el método propuesto puede ser una alternativa a los métodos basados en linealización BHC mayoritariamente utilizados. El hecho de que la gran mayoría de implantes dentales presentan simetría rotacional permite aplicar el módulo de alineamiento facilitando la detección de posibles gaps. Los resultados de otros estudios publicados que emplean dispositivos de micro-CT similares a los de este trabajo reportan que no se detectan gaps en las conexiones debido a la insuficiente resolución espacial. Sin embargo, la aplicación previa de los módulos de BHC, alineamiento y el sobremuestreo implícito en el tercer módulo de medición, aumenta la capacidad de detección.

## CONCLUSIÓN

La mejora de la calidad de imagen debida a la implementación del entorno (BHC y alineamiento automático) puede ser extendido al control de calidad en la fabricación aditiva y a procesos industriales que requieran la estimación de tolerancias micrométricas mediante sistemas de micro-CT.

# DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA DE PRECISIÓN PARA LA DETECCIÓN MEDIANTE MICRO-CT DE BIOMATERIALES DE FIBROÍNA IMPLANTADOS EN EL TEJIDO CEREBRAL

Belarra Rodríguez, A. (1); Yonesi, M. (2); Guinea Tortuero, G. V. (3); Gómez Nieto, D. (2); Chevalier del Río, M. (1)

(1) Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid, (2) Center for Biomedical Technology, Universidad Politécnica de Madrid, (3) Centro De Tecnología Biomédica (CTB)

**PALABRAS CLAVE:** MICRO-CT, NANOPARTÍCULAS, MACHINE LEARNING, REALCE DE CONTRASTE, IN VIVO

## INTRODUCCIÓN

El micro-CT permite obtener imágenes tridimensionales de distintos especímenes de forma no destructiva, permitiendo el análisis de su estructura interna en real time e in vivo. Para obtener un balance óptimo entre resolución espacial, relación señal-ruido y contraste, se deben seleccionar adecuadamente los parámetros radiológicos de adquisición en función del tipo de espécimen o de la región a examinar. En este trabajo se analizó la estabilidad de un biomaterial con capacidades regenerativas insertado en el cerebro de un grupo de 4 ratones. Como medio de contraste para poder visualizar el biomaterial en el cerebro se utilizaron nanopartículas de oro (AuNPs).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó un sistema de micro-CT compuesto por TRX Hamamatsu con foco de 20µm y flat-panel con píxel de 50µm. Para determinar la concentración adecuada de AuNPs y los parámetros de adquisición, se utilizaron tubos con muestras de biomaterial con AuNPs en concentraciones de 0.625,1.25,2.5,5.0,10.0mg/mL. Los 4 ratones sanos fueron sometidos a cirugía estereotáxica para implantar en el caudado-putamen (cuerpo estriado) un hidrogel de fibroína de la seda[2] reconstituido con AuNP[1] de 20nm recubiertas de citrato con la concentración seleccionada. Se les realizó un escáner en condiciones de anestesia general para obtener cortes tomográficos, los cuáles fueron rotados para obtener vistas craneocaudales, seleccionando como origen aquella vista en la que aparecía el bregma (punto de unión de suturas coronal y sagital del cráneo). Posteriormente, se utilizaron técnicas

de segmentación basadas en machine learning[3] para cuantificar el volumen total de biomaterial y obtener el valor de su área en cada vista.

## RESULTADOS

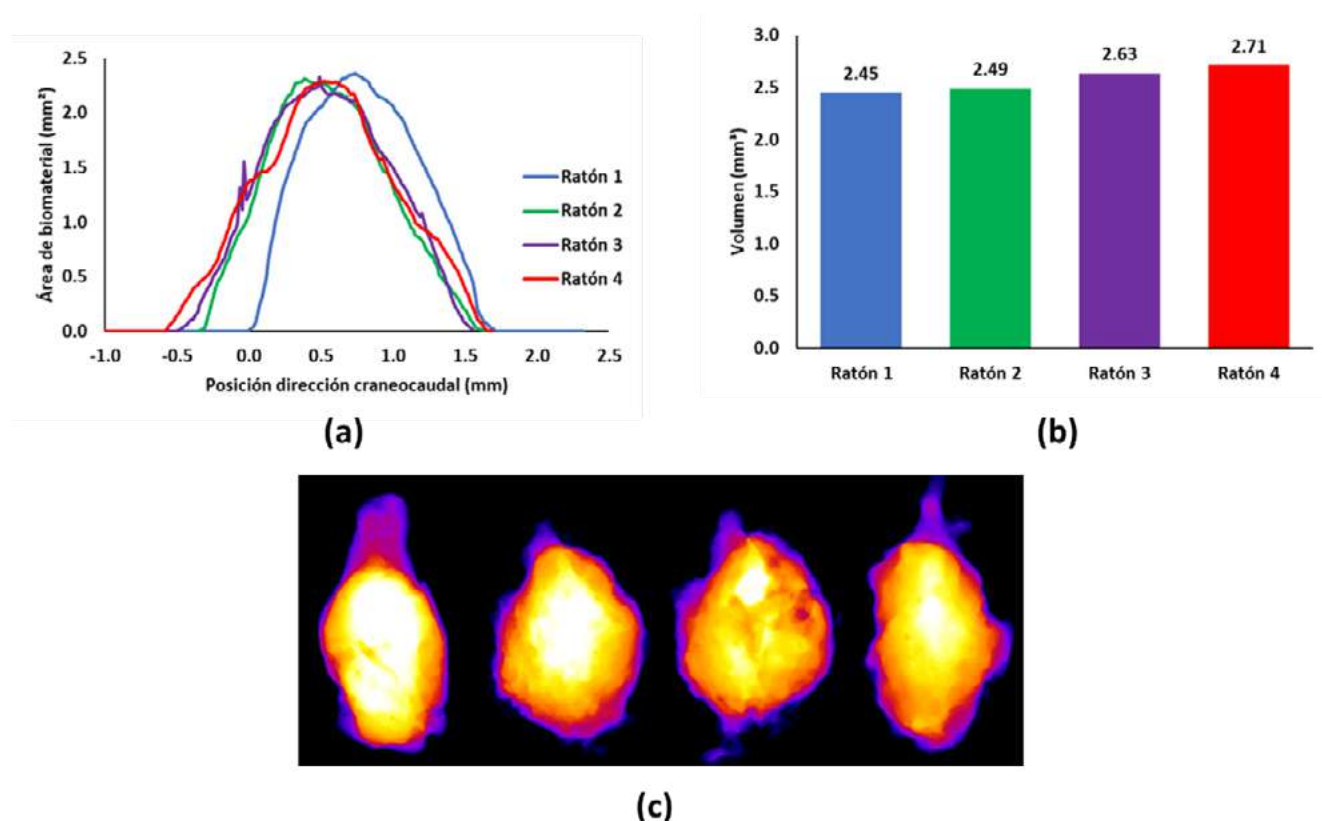
Los parámetros de adquisición fueron los siguientes: 50kV-150μA, 1s, 3.8X y 1000 proyecciones, de cara a obtener un balance adecuado de resolución espacial-contraste-dosis absorbida. Se seleccionó una concentración de 2.5mg/ml de AuNPs al ofrecer un contraste similar al de 5.0mg/mL pero con una menor citotoxicidad. Los 4 ratones fueron escaneados 12-24 horas después del implante y el volumen correspondiente al biomaterial fue segmentado en las vistas craneocaudales. Se obtuvo el área del biomaterial para cada vista craneocaudal (FIGURA 1a), valores de volumen total (FIGURA 1b) y suma de vistas craneocaudales (FIGURA 1c) para cada ratón.

## DISCUSIÓN

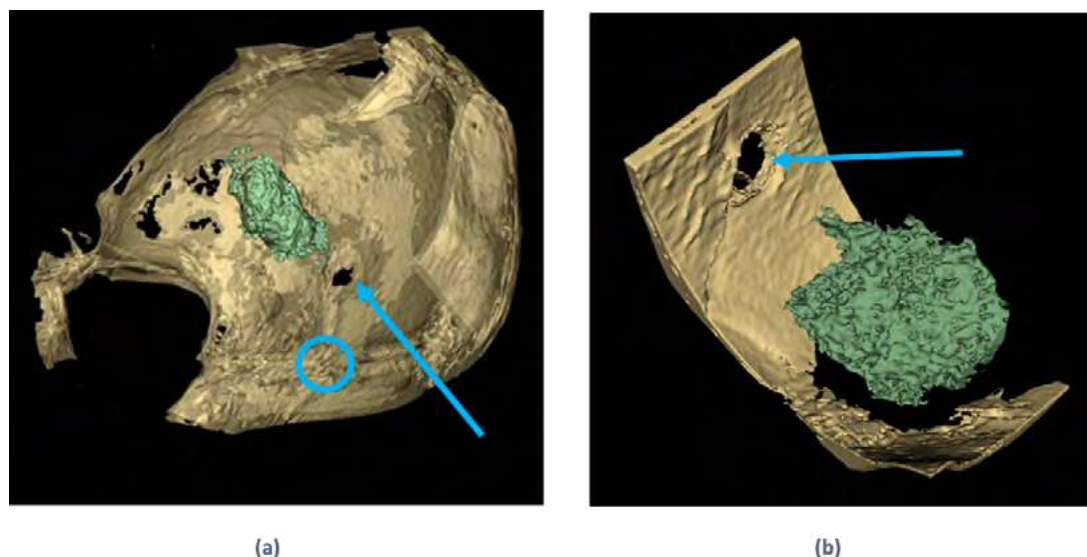
Se ha desarrollado una metodología que permite visualizar el biomaterial implantado y obtener su posición y distribución en el cráneo (FIGURA 2). Debido a que el material presenta cierta difusión en el cerebro, se debe establecer un criterio robusto para estimar la incertidumbre en la segmentación. Esta metodología podría servir para realizar exámenes preclínicos de estabilidad de distintos biomateriales para encapsulación celular y farmacológica en el tratamiento de patologías cerebrales y estudiar su respuesta en condiciones de neuroinflamación.

## CONCLUSIÓN

La utilización de nanopartículas de oro como agente de contraste permite diferenciar el biomaterial insertado en el cerebro y detectarlo con precisión; una metodología que permitiría evaluar la estabilidad del biomaterial. Es crucial optimizar el proceso de adquisición (filtrado del haz y reducción del número de proyecciones) para reducir la dosis absorbida en el cerebro del ratón en estudios posteriores in vivo y poder prolongar los tiempos de seguimiento.



**Figura 1.** Análisis de la segmentación de las muestras de biomaterial insertadas para cada ratón mediante (a) perfiles de área del biomaterial en función de la posición craneocaudal, (b) valores de volumen total del biomaterial, (c) suma de las vistas craneocaudales.



**Figura 2.** Visualización de los resultados de la segmentación del biomaterial (volumen verde) y de parte del cráneo (volumen amarillo) con (a) menor aumento y (b) mayor aumento. Las flechas azules señalan el punto en el cráneo de inserción del biomaterial y el círculo azul la posición del bregma.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> T. KIM ET AL., "IN VIVO MICRO-CT IMAGING OF HUMAN MESENCHYMAL STEM CELLS LABELED WITH GOLD-POLY-L-LYSINE NANOCOMPLEXES," ADVANCED FUNCTIONAL MATERIALS, VOL. 27, NO. 3, P. 1604213, 2017.
- <sup>2</sup> L. FERNANDEZ-GARCIA ET AL., "SAFETY AND TOLERABILITY OF SILK FIBROIN HYDROGELS IMPLANTED INTO THE MOUSE BRAIN," (IN ENG), ACTA BIOMATER, VOL. 45, PP. 262-275, NOV 2016.
- <sup>3</sup> ARGANDA-CARRERAS, I., KAYNIG, V., RUEDEN, C., ELICEIRI, K. W., SCHINDELIN, J., CARDONA, A., & SEBASTIAN SEUNG, H. (2017). TRAINABLE WEKA SEGMENTATION: A MACHINE LEARNING TOOL FOR MICROSCOPY PIXEL CLASSIFICATION. BIOINFORMATICS, 33(15), 2424–2426. DOI:10.1093/BIOINFORMATICS/BTX180

## SIMULTANEOUS POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY AND ULTRAFAST ULTRASOUND FOR MOLECULAR, ANATOMICAL AND FUNCTIONAL IMAGING

Pérez-Liva, M. (1); Mansouri, N. (2); Zenteno, O. (2); Balvay, D. (2); Viel, T. (2); Yoganathan, T. (2); Facchin, C. (3); L. Herraiz, J. (1); Tavitian, B. (2)

(1) Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Complutense de Madrid, (2) PARCC (Paris Cardiovascular Research Center)-Inserm, (3) McGill University,

**PALABRAS CLAVE:** MULTIMODAL IMAGING; PET, ULTRAFAST ULTRASOUND; IN VIVO IMAGING;

Cancer is the second leading cause of death in the world, with some 9.6 million deaths [1]. It encompasses a broad group of complex diseases that affect almost every organ or tissue in the body and involve multiple hallmarks. Many of the classical therapies, such as chemotherapy or radiotherapy, as well as those recently developed, described as precision medicine, are aimed at affecting one or more of these tumor hallmarks. Imaging techniques are the method par excellence for analyzing the status, characteristics and even the relationship between several of these markers in order to (i) analyze the efficacy of treatment and (ii) reorient it according to the individual needs and evolution of the patient (individualized medicine). However, until recently this analysis was performed from separate imaging modalities, which made multi-parametric correlation difficult, and often these separate measurements do not belong to the same physiological state. To overcome this difficulty, our group has developed a non-invasive, in vivo, preclinical imaging technology called PETRUS (Positron Emission Tomography Registered UltraSonography), which fuses positron emission tomography (PET) imaging of the Warburg effect [2], i.e. the dysregulation of glucose energy metabolism typical of proliferating tissues, and Ultrafast Ultrasonography (UUS), an emerging technique that provides information on vascular architecture and dynamics, with very high spatial and temporal resolution (~100  $\mu$ m and ~0.1 msec, respectively) [3-6].





This equipment has offered unique insights in the field of oncology, as it provides an excellent framework to study the complex interplay between metabolism and vascularization in vivo, in a longitudinal, simultaneously acquired and fully co-registered manner. The PETRUS system (Fig. 1) combines a compact preclinical small-animal PET-CT system (nanoScan PET-CT, Mediso Ltd., Hungary) with a clinical UUS scanner (Aixplorer, Supersonic Imagine; Aix-en-Provence, France) connected to different ultrasound probes. Specific and customized ultrasound imaging sequences were implemented on the ultrasound scanner to perform simultaneous UUI and PET-CT imaging. A commercial high-precision six-degree-of-freedom high-precision motorized positioner with a minimum incremental movement of 0.2  $\mu\text{m}$  (Hexapod H811, Physik Instrumente, Germany) was fixed upside down on a hanging bracket made by two rails of aluminum construction (XT34, Thorlabs, New Jersey, USA) attached to the PET bed. The ultrasound probes were attached to the motorized positioner by means of a hollow rectangular carbon cuboid 35 cm long (Polyplan Composites, France). The elements for fitting the various components were custom designed and 3D printed (MP05825, Makerbot Industries, USA). In this work, we will present the physical characterization of the system, the image registration methods developed, as well as some of the results and applications obtained so far with PETRUS that highlight the potential of PETRUS as a future tool for treatment planning and monitoring in oncology.

[1] World Health Organization website 2020. [2] Warburg, O, et al., (1927) J Gen Physiol. [3] Provost J. et al. (2018), Nat. Biom. E. [4] Perez-Liva M et al., (2018), PMB. [5] Facchin, Pérez-Liva et al. (2020) Theranostics. [6] Pérez-Liva et al., (2020). Mol. Imag and Biol.

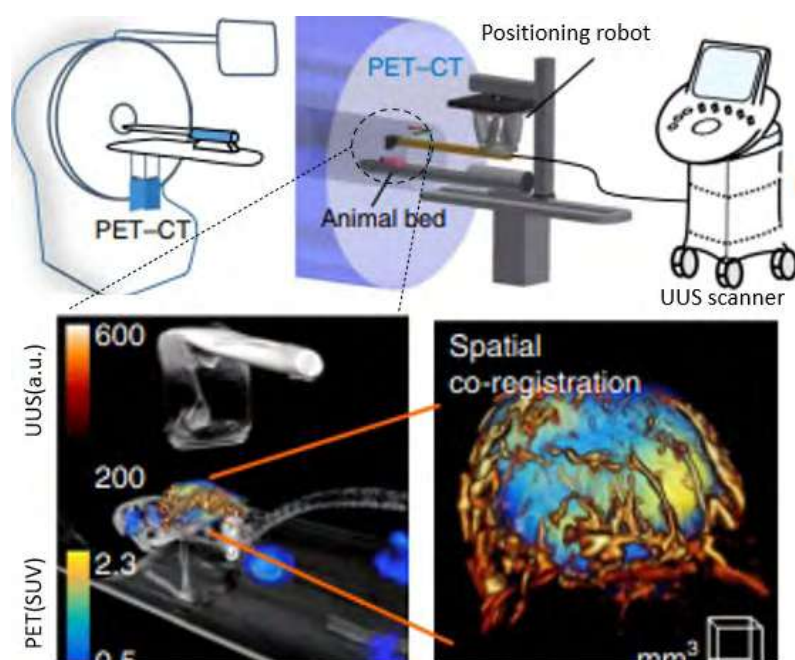


Fig. 1 Schematic representation of the PETRUS system with a zoomed view to the fusion of images of PET and UUS in a tumor-bearing mouse. (Adapted from Provost et al., 2018)

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> WORLD HEALTH ORGANIZATION 2020 [HTTPS://WWW.WHO.INT/NEWS-ROOM/FACT-SHEETS/DETAIL/CANCER](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer)
- <sup>2</sup> WARBURG, O., WIND, F. & NEGELEIN, E. (1927). THE JOURNAL OF GENERAL PHYSIOLOGY, 8 (6), 519-530.
- <sup>3</sup> PROVOST, JEAN, ET AL. SIMULTANEOUS POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY AND ULTRAFAST ULTRASOUND FOR HYBRID MOLECULAR, ANATOMICAL AND FUNCTIONAL IMAGING. NATURE BIOMEDICAL ENGINEERING, 2018, VOL. 2, NO 2, P. 85-94.
- <sup>4</sup> PEREZ-LIVA, M., VIEL, T., YOGANATHAN, T., GAROFALAKIS, A., SOURDON, J., FACCHIN, C., ... & TAVITIAN, B. (2018). PERFORMANCE EVALUATION OF THE PET COMPONENT OF A HYBRID ET/CT-ULTRAFAST ULTRASOUND IMAGING INSTRUMENT. PHYSICS IN MEDICINE & BIOLOGY, 63(19), 19NT01.
- <sup>5</sup> FACCHIN, C., PEREZ-LIVA, M., GAROFALAKIS, A., VIEL, T., CERTAIN, A., BALVAY, D., ... & TAVITIAN, B. (2020). CONCURRENT IMAGING OF VASCULARIZATION AND METABOLISM IN A MOUSE MODEL OF PARANGLIOMA UNDER ANTI-ANGIOGENIC TREATMENT. THERANOSTICS, 10(8), 3518.
- <sup>6</sup> PEREZ-LIVA, M., YOGANATHAN, T., HERRAIZ, J. L., PORÉE, J., TANTER, M., BALVAY, D., ... & TAVITIAN, B. (2020). ULTRAFAST ULTRASOUND IMAGING FOR SUPER-RESOLUTION PRECLINICAL CARDIAC PET. MOLECULAR IMAGING AND BIOLOGY, 22, 1342-1352.



## IMÁGENES DE CONTRASTE DE FASE UTILIZANDO UN INTERFERÓMETRO DE TALBOT-LAU

Sánchez Lara, V. (1); García Pinto, D. (1); Chevalier del Río, M. (1)

(1) Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

PALABRAS CLAVE: CONTRASTE DE FASE, TALBOT-LAU, IMÁGENES RAYOS X

### INTRODUCCIÓN

Las imágenes de rayos X por contraste de fase son de gran interés para la visualización de objetos poco atenuantes, permitiendo obtener imágenes cuyo contraste se debe a cambios en la fase del haz de rayos X en lugar de a la atenuación del haz, permitiendo así mejorar la visibilidad de dichos objetos. En este trabajo se describe el sistema experimental implementado, basado en técnicas interferométricas (interferómetro de Talbot-Lau) y el software de reconstrucción desarrollado para poder obtener las imágenes asociadas a la fase del objeto.

### MATERIALES Y MÉTODOS

El sistema experimental es un interferómetro de Talbot-Lau (FIG. 1). Este interferómetro consta de 3 rejillas. La rejilla G0 se coloca justo a la salida del haz de rayos X y su función es dividir el haz en un conjunto de fuentes coherentes entre sí. Otra rejilla G1 que se coloca entre el objeto y la fuente y cuya función es introducir un cambio periódico en la fase del haz que da lugar a un patrón de interferencia conocido a una determinada distancia, y una última rejilla, G2, que se coloca justo antes del detector que permite poder registrar los cambios en la intensidad debidos al patrón de interferencia introducidos por G1 y/o el objeto.

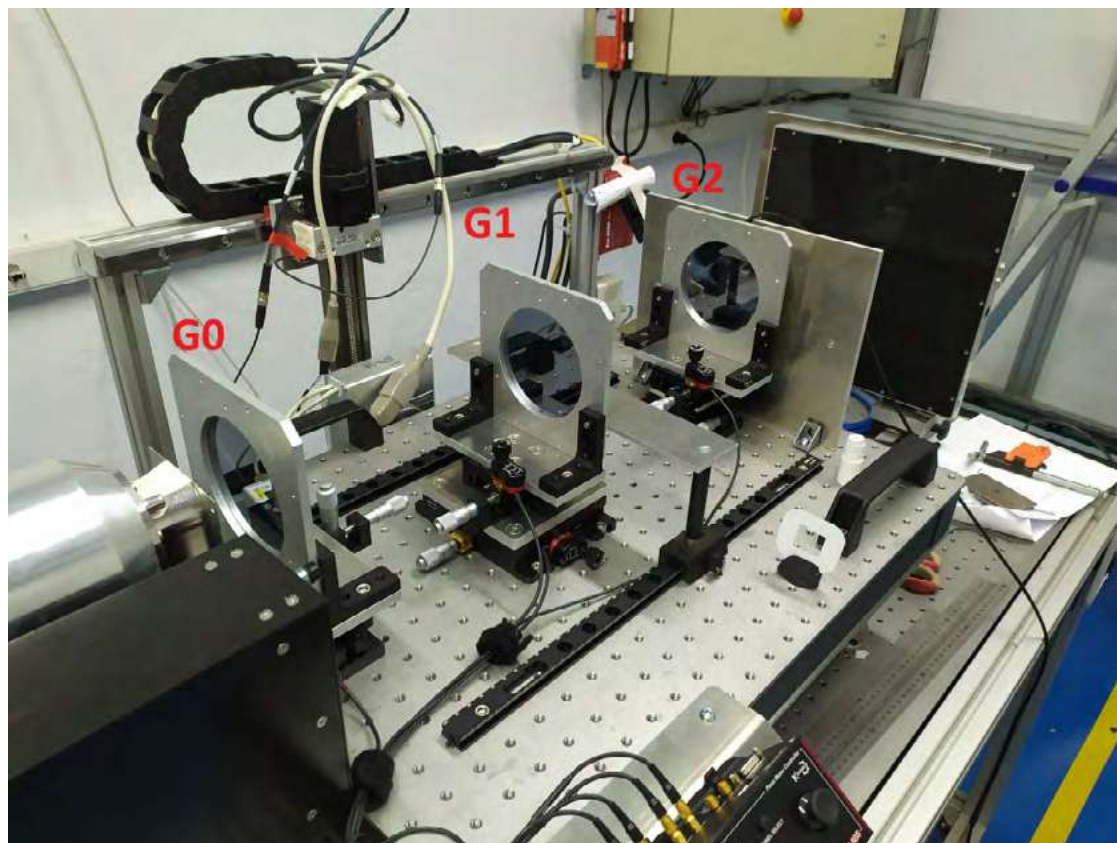


FIGURA 1: Montaje experimental. Se ven las rejillas que componen el interferómetro. La fuente de rayos X se encuentra justo antes de la rejilla G0. El objeto se coloca en la plataforma que se encuentra tras G1 y el detector se encuentra tras G2.

Si se desplaza la rejilla G1 perpendicularmente al eje del sistema en cada pixel de la imagen se obtiene una curva sinusoidal con una periodicidad igual a la de la rejilla G2 (curva de modulación de intensidad). Comparando pixel a pixel las curvas de modulación de las imágenes con y sin objeto, es posible obtener información de la fase, la atenuación y el scattering de bajo ángulo en el haz debidos al objeto (phase-stepping method [1]). Este método de reconstrucción ha sido implementado íntegramente en PYTHON.

## RESULTADOS

A continuación se muestran las primeras imágenes obtenidas con el nuevo sistema.

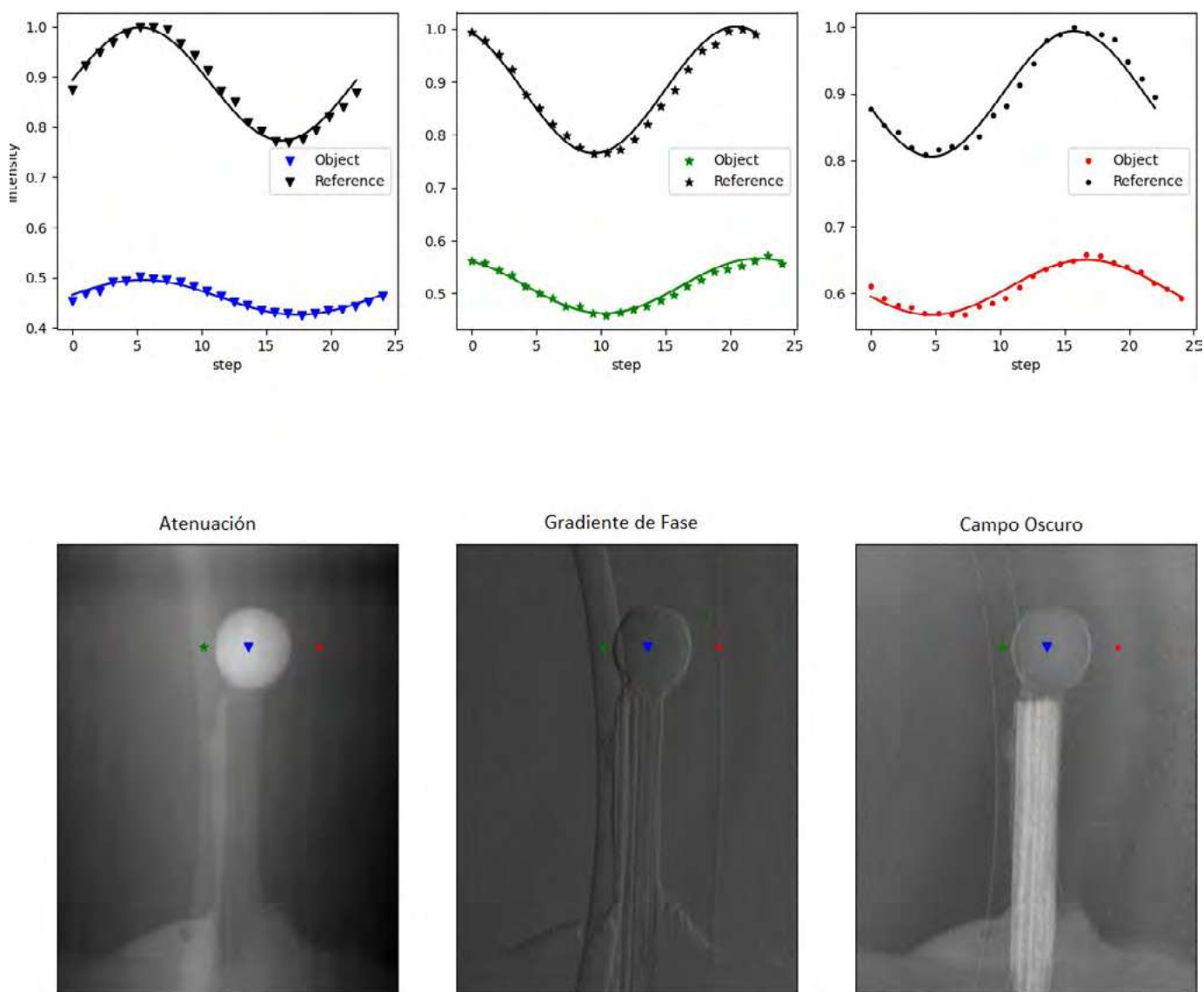


FIGURA 2: Curvas de modulación de tres píxeles (arriba) e imágenes de atenuación, gradiente de fase y campo oscuro (abajo)

En la figura 2 (abajo) se muestran las imágenes de atenuación, gradiente de fase y campo oscuro (scattering) de un conjunto de objetos. También se muestra las curvas de modulación de tres píxeles distintos (arriba). Los píxeles están situados en tres objetos de características distintas.

## DISCUSIÓN

Como se puede observar en la figura 2, en cada imagen son visibles distintas regiones de los objetos permitiendo mejorar considerablemente el contraste de aquellas regiones que no son visibles en la imagen de atenuación.

## CONCLUSIÓN

Se ha instalado un interferómetro de Talbot-Lau y se han obtenido las primeras imágenes de contraste de fase. El nuevo sistema junto con el software desarrollado permitirá obtener una nueva modalidad de imagen con rayos X abriendo la posibilidad de mejorar el contraste de objetos poco atenuates.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> KAEPLER, ET AL (2017). IMPROVED RECONSTRUCTION OF PHASE STEPPING DATA FOR TALBOT-LAU X-RAY IMAGING. JOURNAL OF MEDICAL IMAGING, 4(03), 1.

## ÁREA TEMÁTICA: RADIOBIOLOGÍA

# ESTIMACIÓN DE PARÁMETROS RADIOBIOLÓGICOS EN EL CÁNCER DE MAMA

Ruiz Manrique, C. (1); Martín Viera Cueto, J. A. (1); Navarro Guirado, F. (1); Moral Sánchez, S. C. (1); Fernández Romero, J. J. (1); Casado Villalón, F. J. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

## INTRODUCCIÓN

Tras una revisión bibliográfica de ensayos clínicos de diferentes fraccionamientos en tratamientos de radioterapia para el cáncer de mama, se hace un análisis de los datos con el fin de estimar diferentes parámetros radiobiológicos del tejido tumoral de la mama.

Para el estudio se utilizan los ensayos START (P1-P3, A1-A3, B1-B2) y FAST-FOWARD (1-3). De ellos se adquiere: número de pacientes (n), dosis total (D), número de sesiones (N), dosis por fracción (d), tiempo total de tratamiento (T), recaída locorregional a los 5 (R5) y 10 (R10) años y recaída local a los 5 (r5) y 10 (r10) años.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza el lenguaje de programación Python y la herramienta de cálculo Excel para el tratamiento de los datos recopilados.

En la figura 1 se representa la gráfica de la dosis total en función del número de fracciones y el tiempo total de tratamiento, así como la ecuación que los relaciona. Si se supone que todos los esquemas de tratamiento son isoeffecto, la dosis biológica equivalente (DBE) sería la misma.

## DOSIS ISOEFECTO EN TRATAMIENTOS DE MAMA

$$DBE = D \cdot \left(1 + \frac{d}{\alpha/\beta}\right) - k \cdot T \Rightarrow \frac{1}{D} = \frac{1}{DBE} + \frac{1}{DBE \cdot \alpha/\beta} \cdot d - \frac{k}{DBE} \cdot \frac{T}{D}$$

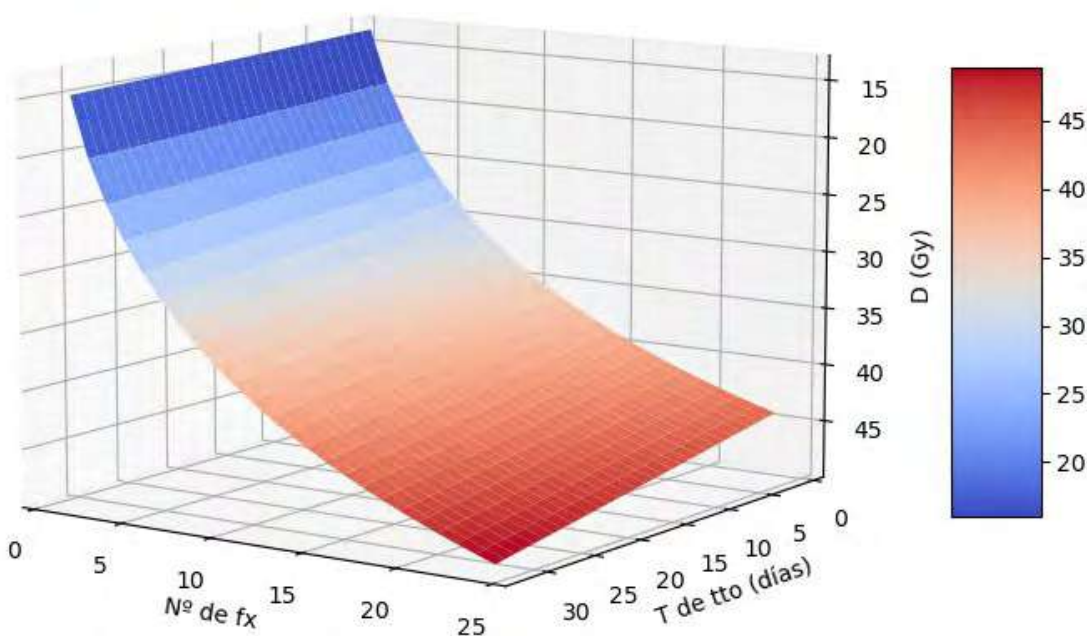


FIGURA 1. Dosis en función del número de fracciones y el tiempo total de tratamiento

Para estimar los valores de los parámetros  $\alpha/\beta$  y  $k$ , así como el valor de la DBE, se realiza una regresión lineal múltiple de la ecuación representada en la figura 1.



Una vez obtenidos los parámetros, se estudia la probabilidad de control tumoral (TPC), que no es más que el complementario de la probabilidad recaída tumoral (1-R). El valor de R se obtiene mediante el cociente del número de pacientes con recaída locorregional a los 5 años entre el número total de pacientes ( $R = R5/n$ ). Para determinar el valor de  $\alpha$ , se realiza el ajuste lineal de la recta representada en la figura 2.

**Estimación ca. mama:  $\alpha = 0,010 \text{ Gy}^{-1}$**

$$\text{TPC} = 1 - R = e^{-N_0 \cdot e^{-\alpha \cdot \text{DBE}}}$$

↓

$$-\ln(-\ln(1 - R)) = \alpha \cdot \text{DBE} - \ln N_0$$

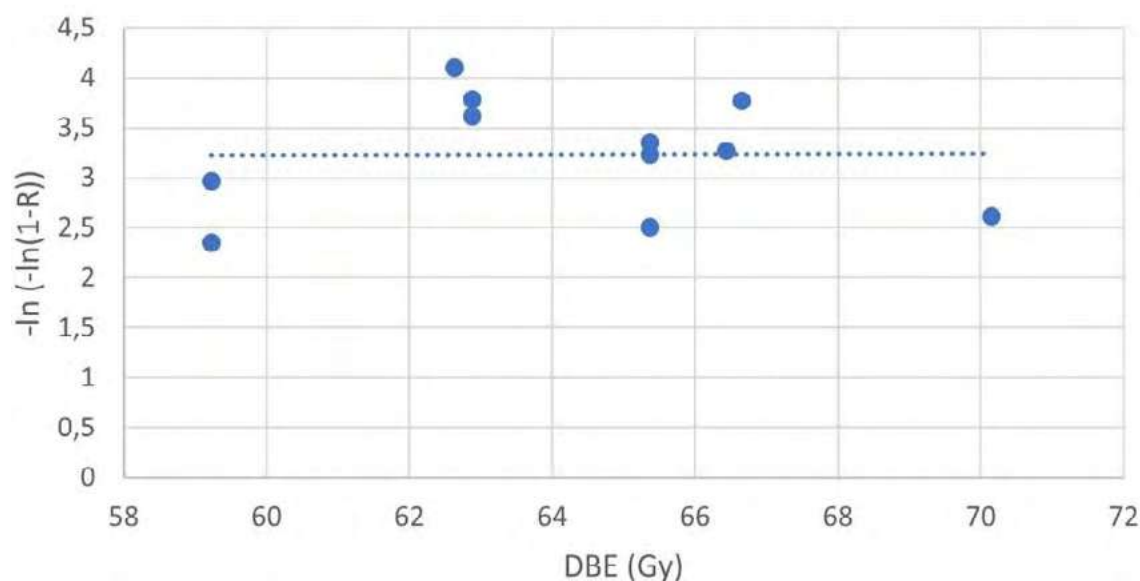


FIGURA 2. Gráfica que relaciona el menos doble logaritmo del recíproco del TCP con el DBE

## RESULTADOS

Primer ajuste (figura 1):

$$\alpha/\beta = 3,38 \text{ Gy}$$

$$k = 0,357 \text{ Gy/días DBE} = 64,8 \text{ Gy}$$

$$R^2 = 0,958$$

$$\text{Suma residuos cuadrados} = 1,67 \cdot 10^{-5}$$

Segundo ajuste (figura 2):  $\alpha = 0,010 \text{ Gy}^{-1}$

$$R^2 = 2 \cdot 10^{-5}$$

$$\text{Suma residuos cuadrados} = 2,7$$

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Tras la estimación de los parámetros  $\alpha/\beta$  y  $k$ , se obtiene una recta cuya estadística indica una buena correlación entre las variables y pequeñas diferencias entre los valores experimentales y los dados por la ecuación. Los resultados que se obtienen están de acuerdo con la bibliografía.

En cuanto a la estimación de  $\alpha$ , no se puede concluir que sea un buen valor, pues los parámetros estadísticos nos indican una baja correlación. Serían necesarios un mayor número de pacientes para obtener un valor concluyente.

Los ensayos seguirán publicando sus datos, y éstos permitirán determinar los parámetros con mayor precisión.



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> GUIRADO D. ET AL. "RADIOBIOLOGÍA CLÍNICA", GRUPO DE TRABAJO DE RADIOBIOLOGÍA CLÍNICA. SEFM (2003)

<sup>2</sup> SCHINKEL C. ET AL. "FUNCTIONAL FORM COMPARISON BETWEEN THE POPULATION AND THE INDIVIDUAL POISSON BASED TCP MODELS", RADIOL ONCOL 41(2): 90-98 (2007)

# MINAS TIRITH : UNA HERRAMIENTA DE MODELIZACIÓN DE LA TOPOLOGÍA DE DAÑOS AL ADN PROVOCADOS POR LA IRRADIACIÓN EN UNA POBLACIÓN CELULAR

Thibaut, Y. (1); Arce Dubois, P. (2); Villagrasa Cantón, C. (1); Perrot, Y. (1); Chamorro Claver, N. (2)

(1) Laboratoire de dosimétrie des rayonnements ionisants, IRSN, (2) CIEMAT

PALABRAS CLAVE: SIMULACIÓN MONTE CARLO, GEANT4/GEANT4-DNA, MICRODOSIMETRÍA, NANODOSIMETRÍA, ROTURA DOBLE DE ADN, PROTONTERAPIA

## INTRODUCCIÓN

Es conocido en radiobiología que la variación de la respuesta entre diferentes células de una misma población irradiada a una misma dosis es consecuencia de la naturaleza estocástica de las interacciones que dan lugar al depósito de energía en cada una. Para entender y predecir este fenómeno, no es factible imaginar una simulación completa por método Monte Carlo (MC) debido al tiempo de cálculo necesario, ya que habría que modelizar cada célula de la población y su contenido de ADN. Por ello, hemos desarrollado y validado experimentalmente un programa llamado MINAS TIRITH que es capaz de simular la cantidad, complejidad y topología de los daños al ADN a nivel de una población celular.

## MÉTODO

MINAS TIRITH utiliza una base de datos de espectros microdosimétricos para electrones, protones y alfas generados con el código MC Geant4-DNA considerando el volumen de los núcleos celulares irradiados. Esto permite asignar una distribución realista de la energía impartida, traza por traza, a cada núcleo celular para una dosis macroscópica dada. A continuación, se asigna a cada traza que atraviesa el núcleo, los daños (roturas simples y dobles de cadena del ADN) producidos en función de la energía depositada mediante otra base de datos también establecida por simulación Geant4-DNA MC.

La fiabilidad y reproducibilidad de los espectros calculados a partir de la base de datos se verificó por comparación directa a una simulación MC y la distribución de daños al ADN se validó comparando los resultados a las distribuciones de focos  $\gamma$ -H2AX obtenidos experimentalmente a los 30 minutos de la irradiación con neutrones monoenergéticos de 2,5 MeV y 15,1 MeV.

MINAS TIRITH fue utilizado en este trabajo para calcular las distribuciones de daños al ADN que se obtendrían en protonterapia, utilizando las características del haz de la CUN, en la posición del pico de Bragg y justo después, donde el valor del RBE se prevé elevado.

## RESULTADOS

La comparación de los espectros microdosimétricos obtenidos con la herramienta MINAS TIRITH y calculados mediante simulación MC permite verificar la fiabilidad y reproducibilidad de la herramienta presentada. Las distribuciones de los focos  $\gamma$ -H2AX obtenidas con la herramienta concuerdan bien con los datos experimentales para irradiaciones de neutrones, lo que permite validar la herramienta para todas las partículas de la base de datos y en un amplio rango de energías. La aplicación a la terapia de protones pone de relieve el interés de MINAS TIRITH

## CONCLUSIÓN

Hemos desarrollado y validado una herramienta para simular la distribución de daños al ADN en una población celular irradiada partir de bases de datos precalculadas con el código Geant4-DNA. La metodología propuesta permite reproducir los datos experimentales obtenidos sobre poblaciones celulares en condiciones de irradiación complejas. La adición de modelos de reparación debería permitir tener mejor en cuenta la variabilidad de la respuesta de las células expuestas a radiaciones ionizantes y vincular el efecto biológico a las subpoblaciones que han sufrido un daño particular o una dosis superior a la dosis media para el conjunto de la población.





# CALCULATION OF DOMAIN RADIUS IN THE FRAMEWORK OF MKM FOR DIFFERENT CELL LINES BASED ON IN VITRO EXPERIMENTS

Suárez García, D. (1); Cortés Giraldo, M. A. (1); Bertolet Reina, A. (2)

(1) Departamento Física Atómica, Molecular y Nuclear–Universidad de Sevilla, (2) Department of Radiation Oncology, Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School

**PALABRAS CLAVE:** MICRODOSIMETRY, HEAVY IONS, DOMAIN RADIUS, MICRODOSIMETRIC KINETIC MODEL

The Microdosimetric Kinetic Model (MKM) postulates the concept of domain as representing the maximum distance for sublethal lesions to pairwise interact to form a lethal lesion. The domain is associated with the maximum distance two sublethal lesions may travel to interact and lead to cell death. In proton radiotherapy, the assumption of constant RBE = 1.1 is the clinically adopted convenios. However, existing experimental in vitro data indicates otherwise, so phenomenological and mechanistic models have been proposed in the literature linking LET and variable RBE.

In this work, we have explored the Particle Irradiation Database Ensemble (PIDE) from the GSI, which provides for different clonogenic experiments the ion used, irradiation conditions, and cell line information besides the  $\alpha$  and  $\beta$  parameters in the context of the Linear-Quadratic (LQ) model. Analyzing these experiments with protons, alpha particles, and carbon ions we obtained the statistical distribution of values for the domain sizes for the MKM corresponding to different cell lines. This is supposed to illustrate the difference in radiosensitivity across biological systems, which calls for a variable parameter adaptable to each system in the MKM. Additionally, a dataset of values for diverse cell lines is provided.

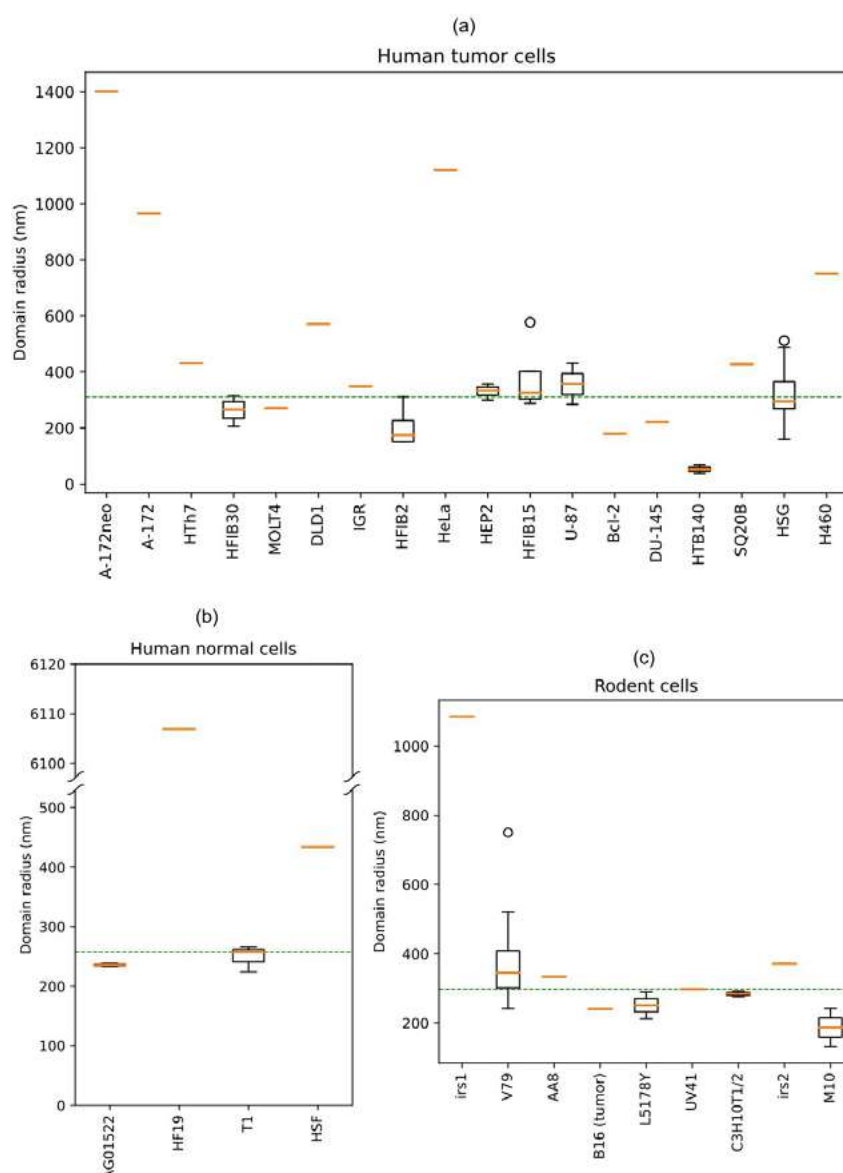




Figure 1. Distributions of ?? values from the experimental data included in PIDE database. Panels and (a) and (b) show human cells and panel (c) rodent cells.

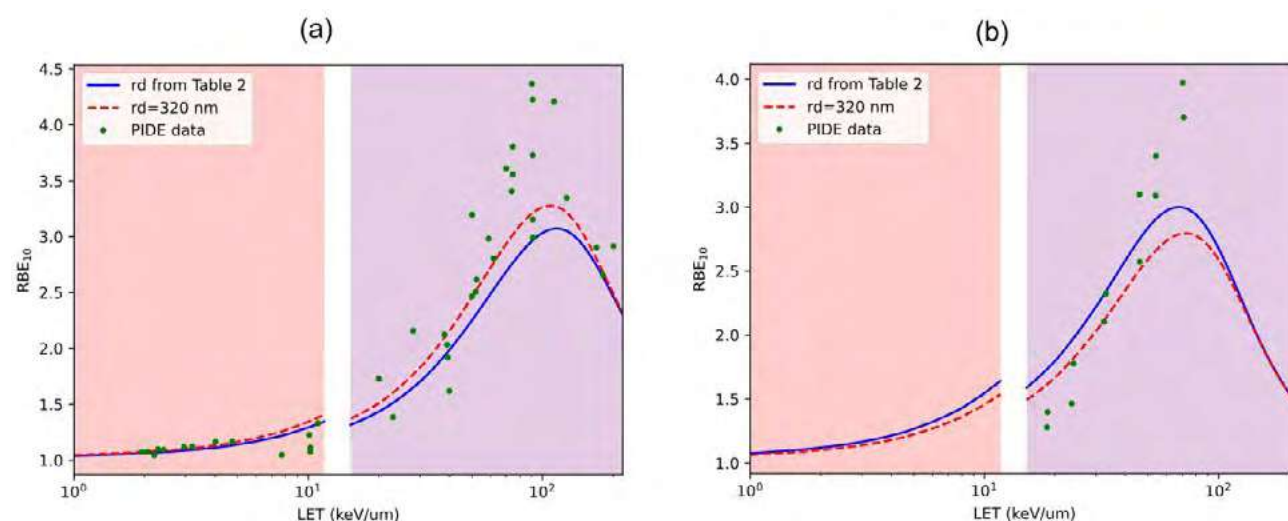


Figure 2. Comparison of the experimental RBE (10%) (green datapoints), calculated using the assumption ?? = 320 nm (red line) and using ?? values calculated in this work (blue line).

## ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA

### PRECISIÓN EN LA CUANTIFICACIÓN VOLUMÉTRICA DE ESTRUCTURAS CEREBRALES Y SU DEPENDENCIA CON LOS PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN

Lusa Agüero, T. (1); Chabert, S. (2); Veloz, A. (3)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia, (2) Escuela de Ingeniería Civil Biomédica Universidad de Valparaíso, (3) Universidad de Valparaíso

PALABRAS CLAVE: CUANTIFICACIÓN VOLUMÉTRICA, SEGMENTACIÓN, RESONANCIA MAGNÉTICA.

#### INTRODUCCIÓN

Existe un interés creciente en la obtención de indicadores cuantitativos del volumen de estructuras cerebrales en situaciones como en el seguimiento de pacientes epilépticos, que muestran en muchos casos reducciones medias de hasta 6,6% del volumen cerebelar debido a la atrofia causada por medicamentos antiepilépticos.

Las recomendaciones en cuanto al protocolo de adquisición para estudios de volumetría son voxel 1x1x1 mm<sup>3</sup> isotrópico y orientación de corte sagital, como indica el protocolo MPRAGE. Sin embargo, en la práctica clínica diaria se han observado modificaciones de dichos parámetros sobre todo por restricciones de tiempo.

Así, el objetivo de este trabajo es estudiar el impacto que tiene la modificación de los parámetros de adquisición (mayores tamaños de vóxel, orientación de corte axial vs sagital y anisotropía) en la cuantificación volumétrica de imágenes de resonancia magnética, para diferentes estructuras cerebrales.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

10 sujetos sanos fueron sometidos a varias adquisiciones 3D ponderadas en T1. Se probaron diferentes volúmenes de voxel (1x1x1 mm<sup>3</sup>–1.1x1.1x1.1 mm<sup>3</sup>–1.25x1.25x1.25 mm<sup>3</sup>), anisotropía (0.9x0.9x1.2 mm<sup>3</sup> y 1x1x1.25 mm<sup>3</sup>) y orientación de corte (axial – sagital)

Las imágenes fueron segmentadas de forma automática con el software FreeSurfer y se analizaron los volúmenes de las diferentes estructuras normalizados con respecto al volumen intracraneal.



Se estudiaron las diferencias en la estimación de volumen con el indicador  $100 \cdot (V_{\text{variante}} - V_{\text{referencia}}) / V_{\text{referencia}}$ , tomando como referencia el protocolo MPAGE recomendado para estudios volumétricos ( $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$  isotrópico, orientación de corte sagital). Se aplicó test de significancia estadística de Hotelling.

## RESULTADOS

La materia blanca cerebelar fue la estructura que mayor rango de variación mostró en la estimación volumétrica al modificar los parámetros de adquisición. Se observaron diferencias de hasta el 10% al realizar una adquisición axial vs sagital, una sobreestimación de hasta el 17% en el volumen al adquirir con un voxel  $1.25 \times 1.25 \times 1.25 \text{ mm}^3$  frente al recomendado  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$  y de un 9% al introducir anisotropía.

Otras estructuras como la materia gris cerebral, la materia blanca cerebral y el hipocampo mostraron variaciones máximas de hasta un 4%.

El test de Hotelling mostró que estas diferencias no eran estadísticamente significativas para ninguna estructura, pero las variaciones observadas no son despreciables.

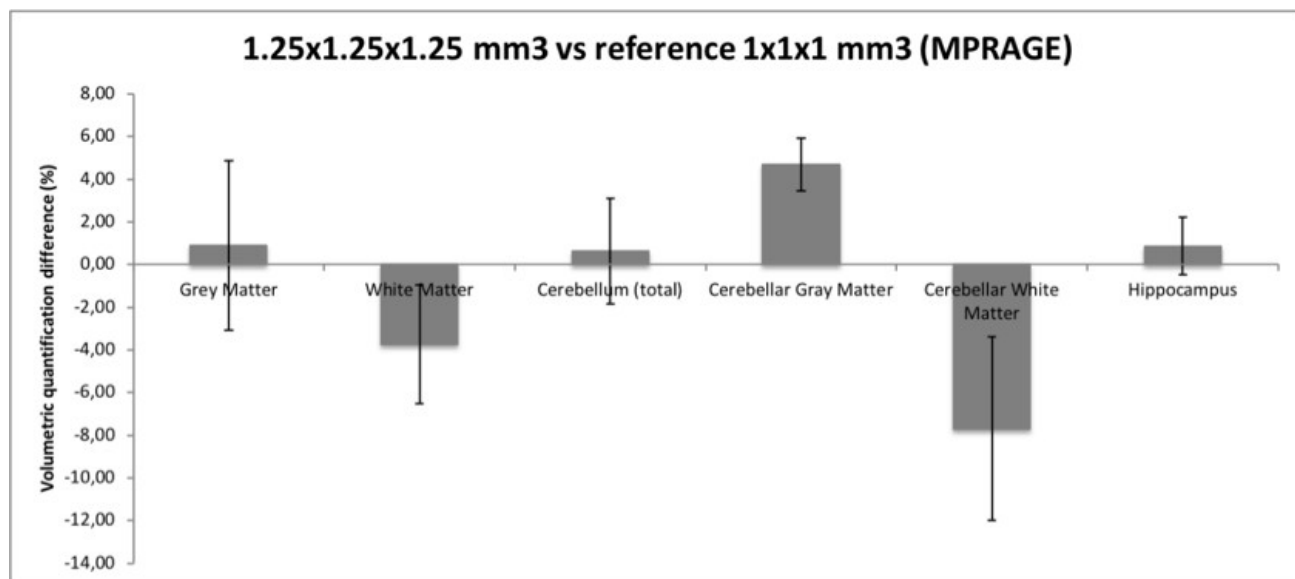


FIGURA 1. Diferencias porcentuales en la cuantificación volumétrica para diferentes estructuras cerebrales al emplear en la adquisición un tamaño de voxel de  $1.25 \times 1.25 \times 1.25 \text{ mm}^3$  frente al recomendado  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ .

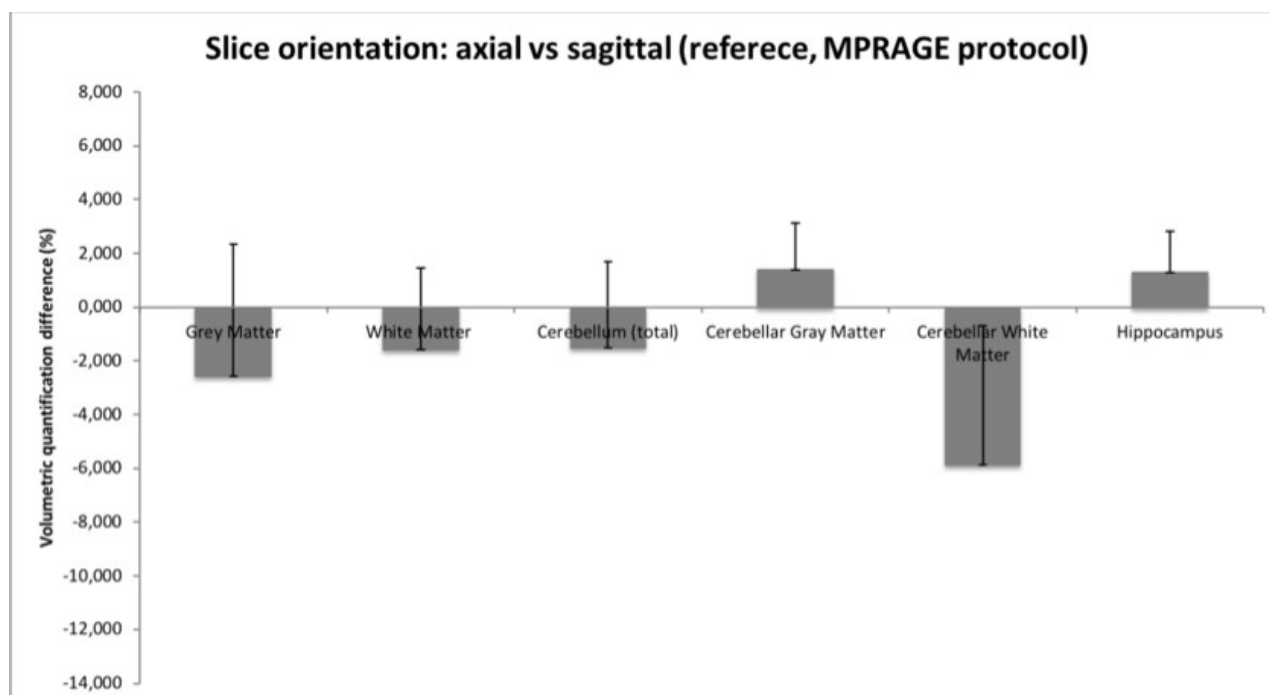


FIGURA 2. Diferencias porcentuales en la cuantificación volumétrica para diferentes estructuras cerebrales al realizar una adquisición con orientación de corte axial vs sagital.

## CONCLUSIÓN

El uso de voxels isotrópicos y más pequeños puede consumir mucho tiempo, pero permite obtener indicadores cuantitativos de mejor calidad. A la hora de realizar estimaciones cuantitativas, hay que tener en cuenta las imprecisiones introducidas debido a cambios en los parámetros de adquisición, ya que pueden ser mayores que la reducción volumétrica debida a la atrofia cerebelar, que es el objeto de estudio. Esta situación puede llevar a un diagnóstico erróneo, resultando muy aconsejable no variar los parámetros de adquisición de los recomendados por la literatura.

## ÁREA TEMÁTICA: LEGISLACIÓN Y ASPECTOS SOCIALES

### DOCUMENTACIÓN DEL PROCESO DE AUTORIZACIÓN DE UNA INSTALACIÓN DE PROTONTERAPIA

Soria Ruiz-Ogarrio, L. (1); Morán Velasco, V. (1); Martínez Francés, E. (2); Martí Climent, J. M. (3)

(1) Clínica Universidad de Navarra sede Madrid, (2) Clínica Universidad de Navarra, (3) Clínica Universidad de Navarra sede Pamplona

PALABRAS CLAVE: PROCESO DE AUTORIZACIÓN, PROTONTERAPIA, MEMORIA DE LA INSTALACIÓN, ESTUDIO DE SEGURIDAD, DISEÑO DE LA INSTALACIÓN

## INTRODUCCIÓN

Una instalación de protonterapia (IPT) es una instalación radiactiva de segunda categoría que revierte una mayor complejidad que una instalación de radioterapia convencional (RT). El objetivo de este trabajo es proponer una guía para la autorización de una IPT.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se revisa la memoria de autorización y la documentación aportada durante proceso de autorización de nuestra instalación, destacando las particularidades de una IPT.



## RESULTADOS

La FIGURA 1 muestra los principales puntos de la memoria.



Figura 1. Esquema del contenido de la memoria de la instalación

Tras *describir* la instalación, el equipo, su funcionamiento y presentar un estudio de las pérdidas de haz (campos neutrónicos), se detallan las dependencias (control de accesos, uso, factores de ocupación) y justificación de los blindajes, incluyendo el efecto cielo. A continuación, destacan los enclavamientos y los sistemas de seguridad (botones de búsqueda y de parada) cuya localización debe diseñarse cuidadosamente. Debido a la interacción neutrónica, se activa aquello que el haz encuentra en su camino (agua, aire, piezas del equipo, maniquíes, equipos de medida...). Esto generara residuos sólidos y líquidos por activación y/o contaminación, haciendo necesario diseñar un almacén de residuos sólidos y un sistema de gestión de residuos líquidos. El sistema de medida de la radiación debe incluir detectores: fijos para tasa de dosis ambiental (con sistema de registro continuo) y para medir efluentes, portátiles y dosímetros personales de lectura directa; cubriendo radiación gamma, neutrónica y contaminaciones. Deber justificarse su idoneidad (rango energético y emplazamiento). El *estudio de seguridad* debe incluir: riesgos radiológicos, cálculo de blindajes (fundamentalmente frente a neutrones) y estimación de dosis de personal, de los trabajadores de la empresa de asistencia técnica y público (incluyendo dosis por inhalación de aire activado; por esto es importante el sistema de ventilación). Es imprescindible presentar un *programa de verificación* pre-operacional y operacional, a lo largo de la vida de la IPT. En el *reglamento de funcionamiento* destaca: 1) La existencia de normas generales del centro y normas específicas de IPT, 2) la importancia del reparto de tiempo de equipo y transferencia de responsabilidades entre la empresa suministradora y el centro, y 3) la empresa debe: estar autorizada como empresa comercializadora y cumplir los procedimientos del centro. En la *clausura* destaca el hormigón, pues estará activado, necesitando un tratamiento propio.





Se muestran los procedimientos en la FIGURA 2.

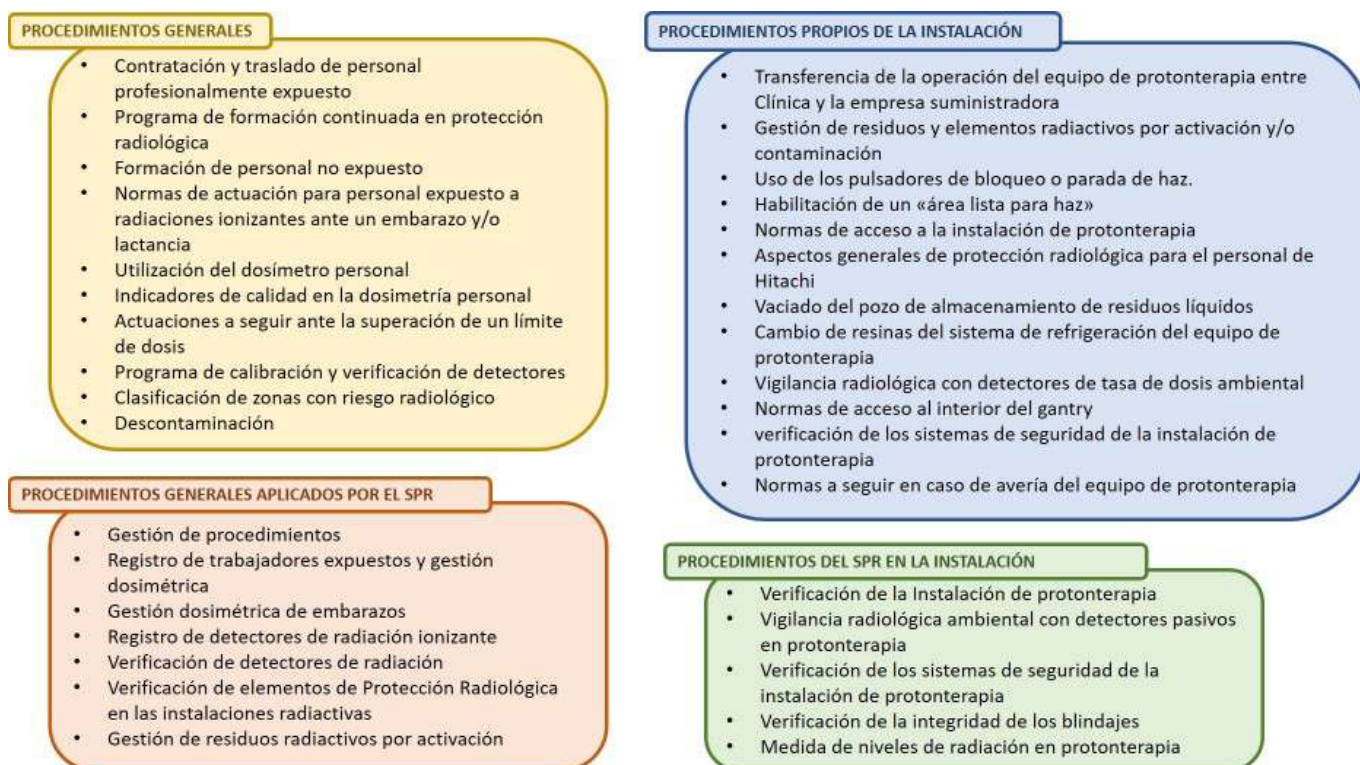


Figura 2. Procedimientos de protección radiológica

## DISCUSIÓN

Para garantizar la protección radiológica del personal, público y pacientes en la IPT deben considerarse aspectos relacionados con la ubicación y el entorno, la instalación, el modelo del equipo, la actividad que se va a desarrollar, los blindajes, el sistema de ventilación, la medida de la radiación ambiental, los enclavamientos de los sistemas de seguridad, los procedimientos de actuación, el plan de emergencia, etc. Esto debe quedar reflejado en la documentación de la instalación.

## CONCLUSIONES

Se describen los principales puntos a tener en cuenta en la redacción de una memoria de una IPT, poniendo de manifiesto las particularidades de este tipo de instalaciones, que están directamente relacionadas con los campos de radiación neutrónica generada.

## ÁREA TEMÁTICA: EDUCACIÓN Y FORMACIÓN

### PORTAL EDUCATIVO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. NUEVO CONVENIO DE COLABORACIÓN ENTRE CSN Y CIEMAT

Llorente Herranz, C. (1); Fernández Sánchez, J. (2); López del Pra, C. (2); Villarroel González-Elípe, R. (3); González Álvarez, I. (3); González Ruiz, P. (3); Pinos Cabezas, M. J. (3)

(1) Centro De Investigaciones Energéticas, Medioambientales Y Tecnológicas, (2) CIEMAT, (3) Consejo de Seguridad Nuclear

PALABRAS CLAVE: «PORTAL EDUCATIVO»; «PROTECCIÓN RADIOLÓGICA»; «LICENCIAS»; «ACREDITACIONES»; «CSN»; «CIEMAT»; «AUTOEVALUACIONES»; «MATERIALES DIDÁCTICOS»

En España los programas de formación ocupacional se basan en acreditaciones y licencias de carácter individual concedidas por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) que tienen validez a los efectos de reconocer la formación en seguridad y protección radiológica (PR), obviamente sin perjuicio de las titulaciones y requisitos exigibles en cada caso, en el orden profesional y en función de las técnicas aplicadas.



El procedimiento de concesión de licencias de operación en las instalaciones radiactivas considera cinco campos de aplicación. Las acreditaciones para operar en instalaciones de radiodiagnóstico se otorgan según la especialidad: general, dental o podológico. En el caso de la práctica intervencionista, además, se exige un segundo nivel de formación en PR complementario y adicional a la formación genérica de las instalaciones de radiodiagnóstico.

Las entidades que proporcionan la formación deben de estar debidamente homologadas a tal fin por el CSN. Dado el elevado número de instalaciones radiactivas (~1.400) y de radiodiagnóstico (~35.400) que existen en nuestro país, y en consonancia las personas que necesitan estar formadas, es necesario que se establezcan mecanismos para la homogeneización de los programas de formación.

En este contexto, el CSN y el Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT) han estado trabajando conjuntamente desde 2003 en el desarrollo, mantenimiento y actualización de material docente para la impartición de los cursos de PR para la obtención de licencias y acreditaciones para la operación en instalaciones radiactivas y de radiodiagnóstico médico, en soporte digital, accesible a través de internet desde el Portal Educativo de Protección Radiológica, con el objetivo de establecer la armonización de los programas de formación y facilitar la formación de todos los profesionales. En diciembre de 2003 el CSN y el CIEMAT suscribieron un acuerdo específico de colaboración "para la elaboración de la documentación necesaria para la organización, desarrollo e impartición de los cursos que proporcionan la formación necesaria a las personas que opten a las licencias y acreditaciones correspondientes del personal de operación y dirección de instalaciones radiactivas y de radiodiagnóstico" (finalizado). En dos ocasiones posteriores se firmaron acuerdos específicos de colaboración con el objeto de mantener y actualizar los contenidos docentes creados, así como las herramientas informáticas que sustentan dichos contenidos, ambos finalizados.

Con fecha de 15 de diciembre de 2022, se firmó un nuevo convenio entre el CIEMAT y el CSN para la actualización de los contenidos docentes necesarios para la impartición de los cursos de formación en PR destinados a la obtención de las acreditaciones y licencias en instalaciones de radiodiagnóstico e instalaciones radiactivas, de acuerdo con los últimos avances en I+D en PR y con la legislación vigente, así como mantener y modernizar la infraestructura web que los alberga.

En esta comunicación se expondrán las actuaciones que se van a poner en marcha tras la firma de este convenio.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BOE 26 DICIEMBRE DE 2022. RESOLUCIÓN DE 20 DE DICIEMBRE DE 2022, DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, POR LA QUE SE PUBLICA EL CONVENIO CON EL CENTRO DE INVESTIGACIONES ENERGÉTICAS, MEDIOAMBIENTALES Y TECNOLÓGICAS, O.A., M.P., PARA EL MANTENIMIENTO, ACTUALIZACIÓN Y MEJORA DEL MATERIAL DOCENTE DE LOS CURSOS DE OBTENCIÓN DE LICENCIAS Y ACREDITACIONES PARA LA OPERACIÓN EN INSTALACIONES RADIATIVAS Y DE RADIODIAGNÓSTICO, DESARROLLADO PARA EL PORTAL EDUCATIVO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.
- <sup>2</sup> R. VILLARROEL 1, M. MARCO 2, M.J. PINOS 1, C. LLORENTE 2, R. CAMPOS 1 (1) CSN, (2) CIEMAT. «PORTAL EDUCATIVO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. HERRAMIENTA PARA LA FORMACIÓN DE LOS PROFESIONALES EXPUESTOS. GIRONA, ESPAÑA. 5º CONGRESO CONJUNTO DE LAS SOCIEDADES ESPAÑOLAS DE FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA SEFM21 · SEPR16. 2017,13-16 JUNIO. PG 331. ISBN 978-84-697-4064-4
- <sup>3</sup> CRISTINA LLORENTE HERRANZ, CIEMAT- AULA VIRTUAL; MARISA MARCO ARBOLÍ, CIEMAT- JEFE DE DIVISIÓN DE GESTIÓN DEL CONOCIMIENTO; JAVIER FERNÁNDEZ SÁNCHEZ, CIEMAT-FORMACIÓN PRESENCIAL EN PR Y TN; ROSA VILLARROEL GONZÁLEZ-ELIPE, CSN- JEFA DEL ÁREA DE LICENCIAS Y FORMACIÓN. PORTAL EDUCATIVO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA CSN-CIEMAT. CONSOLIDACIÓN DE SU UTILIDAD MADRID «ÁLFA. REVISTA DE SEGURIDAD NUCLEAR Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EDITADA POR EL CSN NÚMERO 29». 2016, 15 FEBRERO. PGS 38-44. ISSN-1888-8925

---

## EL CÓDIGO DE SIMULACIÓN LEGPY COMO HERRAMIENTA DE APOYO PARA LA FORMACIÓN EN RADIOFÍSICA

Moya Zamanillo, V. (1); Arqueros Martínez, F. (1); Sevillano Martínez, D. (2); Rodríguez Rodríguez, C. (3); Rosado Vélez, J. (1)  
(1) Departamento de Estructura de la Materia Física Térmica y Electrónica e Instituto de Física de Partículas y del Cosmos (IPARCOS). Universidad Complutense de Madrid, (2) Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramon y Cajal, IRYCIS y Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia Universidad Complutense de Madrid., (3) Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Fuenlabrada y Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia. Universidad Complutense de Madrid

PALABRAS CLAVE: FORMACIÓN EN RADIOFÍSICA. SIMULACIÓN MONTE CARLO EN RADIOFÍSICA

La simulación Monte Carlo es una herramienta de apoyo muy útil para la formación en campos relacionados con las radiaciones ionizantes, en particular, la Radiofísica. La simulación permite proponer y analizar problemas realistas de interés práctico que no podrían ser abordados de otro modo. Existen numerosos paquetes de MC para el transporte de fotones y electrones en medios





materiales entre los que podemos citar a EGS4 (1), GEANT4 (2) y PENELOPE (3) que han contribuido notablemente al desarrollo o mejora de técnicas usadas en la Radiofísica Hospitalaria. Desgraciadamente la instalación y manejo de estos paquetes requiere de conocimientos especializados limitando severamente sus posibilidades como herramienta formativa.

En este trabajo se presenta el código de simulación LegPy (Low energy gamma-rays in Python) que en su versión actual (4) incluye el transporte de fotones y electrones. Aunque el algoritmo desprecia la creación de pares y el bremsstrahlung, su aplicabilidad en medios ligeros se extiende hasta energías de varios MeVs. Se han hecho algunas otras simplificaciones al transporte de electrones que han permitido reducir notablemente el tiempo de cálculo.

Actualmente LegPy admite tres geometrías sencillas, cilindro, ortoedro y esfera, y hasta dos medios materiales diferentes, permitiendo estudiar efectos de interfase. El haz de partículas, paralelo o divergente, puede tener cualquier espectro de energía. El paquete puede ser manejado muy fácilmente mediante cuadernos de JUPYTER o Google Colab, incluso sin conocimientos previos de Python.

LegPy se está utilizando en el Máster de Física Biomédica de la UCM. El profesor prepara un notebook en el que se propone el problema que se resuelve usando la simulación. El resultado puede ser analizado dentro del mismo notebook o grabado en tablas Excel para hacerlo externamente. La diversidad de problemas que se pueden proponer es ilimitada. A modo de ejemplo se muestra en la FIG. 1 el resultado de un estudio dirigido a analizar el endurecimiento del espectro de energía con la profundidad de un haz de fotones emitido por un acelerador lineal para una energía de 6MV sobre un cilindro de agua.

Además, a partir de la fluencia se puede calcular el Kerma y la Dosis que resulta estar en perfecto acuerdo con la obtenida por un planificador (FIG. 2), a pesar de las simplificaciones introducidas. El efecto del tamaño del campo sobre estos resultados es otro problema que se puede proponer.

En esta presentación se mostrarán otros casos que pueden ser fácilmente abordados, como la dependencia radial de la dosis para fuentes de braquiterapia, el efecto de la interfase entre dos medios del Kerma y la Dosis, etc.

En resumen, LegPy resulta ser una herramienta de utilidad para la formación universitaria en Radiofísica que también se puede utilizar en la formación básica de los Residentes o para que investigadores y especialistas hagan estimaciones razonables sin las complicaciones técnicas de otros paquetes MC.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> W.R. NELSON ET AL., THE EGS4 CODE SYSTEM, SLAC-265 (1985).

<sup>2</sup> P. ARCE ET AL., MED. PHYS. 48, 19 (2021); DOI: 10.1002/MP.14226

<sup>3</sup> BARÓ J. ET AL., NUCL. INSTRUM. METH. PHYS. RES. SECT. B. 100, 31 (1995); DOI.ORG/10.1016/0168-583X(95)00349-5

<sup>4</sup> [HTTPS://DOI.ORG/10.5281/ZENODO.7248100](https://doi.org/10.5281/ZENODO.7248100)

---

# PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LAS REDES SOCIALES 10 AÑOS DE EXPERIENCIA

Medina Gironzini, E. (1)

(1) FRALC

PALABRAS CLAVE: REDES SOCIALES PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

## INTRODUCCIÓN

Las redes sociales son un medio muy útil y efectivo de comunicación inmediata de noticias, eventos y actividades sobre protección radiológica permitiendo que los suscritos/seguidores se mantengan al día en temas de interés y además permite mejorar las relaciones profesionales. Este trabajo muestra la experiencia en los primeros 10 años de trabajo en Facebook, así como la experiencia reciente en LinkedIn e Instagram.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Como antecedente sobre divulgación de temas de protección radiológica, desde el 2002 está vigente la lista de interés "Radioproteccion" que tiene 2700 suscriptores de 32 países que intercambian información por correo electrónico. Desde el 8 de julio de 2013 existe el Grupo Protección Radiológica: <https://www.facebook.com/Proteccion.Radiologica.Oficial> que tiene 22531 miembros (56% mujeres, 44% hombres) de unos 45 países. El 69% de los miembros tiene entre 25 y 44 años de edad. Mas del 90% de los miembros pertenecen a países latinoamericanos. Respecto a las publicaciones, la mayor parte está en idioma español. Desde su creación,



unas 15 publicaciones son difundidas semanalmente en este Grupo. Las publicaciones son aprobadas por el moderador, quien es responsable de la búsqueda de información en los diversos medios resaltando los anuncios de organizaciones como: ICRP, OIEA, OMS, FRALC, SEFM, SEPR, RPOP, AAPM, ALFIM, IRPA, NRC, ARN, FORO, etc. El grupo es un importante medio para anunciar los congresos, simposios y eventos técnicos nacionales e internacionales. También se anuncian cursos y videoconferencias técnicas, y hasta el momento se ha distribuido enlaces para descargar más de 50 publicaciones. Se han publicado las noticias técnicas de los diarios y revistas. Los enlaces a videos y presentaciones también son motivo de divulgación en el grupo, así como las infografías y fotos. Periódicamente, el moderador hace seguimiento a las publicaciones visualizando las que tienen más acogida, resaltando que los temas de mayor interés son del campo médico. Para complementar este trabajo y a fin que algunos temas sean de fácil acceso para personas que no cuentan con Facebook o no están suscritas al Grupo Protección Radiológica, se moderan otras páginas de libre acceso como: [www.facebook.com/Proteccion.Radiologica.Oficial](https://www.facebook.com/Proteccion.Radiologica.Oficial) Creada el 11 de febrero 2013 para diversos temas de protección radiológica (13761 seguidores) [www.facebook.com/redlapram](https://www.facebook.com/redlapram) Creada el 20 de setiembre 2017 para temas de protección radiológica en medicina (11664 seguidores) Otros medios de divulgación de temas de la especialidad son: LinkedIn, con una cuenta personal creada el 29 de enero 2013 con 12216 contactos:

<https://www.linkedin.com/in/eduardo-medina-gironzini-7540359/> Y la cuenta personal en Instagram creada el 8 de julio de 2016 con 621 seguidores: <https://www.instagram.com/medina.gironzini.eduardo/>

## RESULTADOS

Las redes sociales son muy útiles para mantenerse actualizado en temas de protección radiológica según lo demuestra el Grupo Protección Radiológica de Facebook donde hay personas que trabajan en organismos reguladores, universidades, instalaciones radiactivas y nucleares, industria, etc. También ayuda a resolver problemas técnicos, incrementar la colaboración, conocer especialistas y ampliar el círculo entre colegas de diversos países.

## CONCLUSIONES

El Grupo Protección Radiológica sigue y seguirá cumpliendo con el objetivo para el cual fue creado aportando en la mejora de la protección radiológica.

---

# ¿PUEDE CHAT-GPT-3 APROBAR UNA LICENCIA/ACREDITACIÓN DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR?

Saéz Beltrán, M. (1); Huertas Martínez, C. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Plaza Núñez, R. (1); Gómez Hinojal, L. (1); García Martín, A. (1); Aznar Durán, A. (1); Serrano Sanz, A. I. (1); Sánchez López, R. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (2); Herrero Manso, P. (1); Marina Martínez, A. (1); Gómez Romero, S. (1); de la Monja Rey, P. (1); Minguez Aguilar, C. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Luengo Jiménez, J. (1); Príncipe Martínez, L. (1)

(1) Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital Universitario La Paz, (2) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: CHATGPT, LICENCIA CSN, ACREDITACIONES CSN, TEST DE TURING, INTELIGENCIA ARTIFICIAL

## INTRODUCCIÓN

El licenciamiento de personas en radiodiagnóstico e instalaciones radiactivas es una parte importante de la seguridad en España, supervisado por el CSN. Recientemente, la empresa OpenAI ha presentado un sistema de AI de propósito general llamado ChatGPT. Recientemente se sabe que ChatGPT es capaz de superar pruebas de licenciamiento médico en USA. Este trabajo tiene como objetivo evaluar las capacidades de ChatGPT en Protección Radiológica, determinar si puede aprobar un test estandarizado y evaluar si sus respuestas suponen un peligro para las personas que puedan usarlo.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha usado la versión de 9 de enero de ChatGPT. Se han usado los test disponibles en la página web del Aula Virtual de la Unidad de Formación del CIEMAT, que es acceso público.

Hay 20 test disponibles para diferentes modalidades de operador y supervisor en RX e instalaciones radiactivas. Cada test tiene 20 preguntas con 4 opciones cada una. En total han sido 400 preguntas contestadas por ChatGPT, si bien pueden repetirse. Se ha alimentado manualmente a ChatGPT con cada una de las preguntas. La respuesta de ChatGPT se transfirió al test original. Se ha analizado el grado de peligrosidad de cada pregunta, evaluando si supone una situación más exigente o menos exigente desde el punto de vista de la seguridad.



¿Cómo controla el acelerador la dosis?



Seleccione una:

- a.  
Mediante el tiempo de disparo.
- b.  
Mediante los láseres transversales y sagitales.
- c.  
Mediante el contador Geiger ubicado en el interior de la sala.
- d.  
Mediante las medidas de cámaras de ionización colocadas a la salida del haz.



La opción correcta es "d. Mediante las medidas de cámaras de ionización colocadas a la salida del haz."



Los aceleradores de partículas utilizados en radioterapia se controlan mediante medidas precisas de la cantidad de radiación que se entrega al paciente. Esto se logra mediante el uso de cámaras de ionización colocadas a la salida del haz de radiación, que miden la cantidad de radiación que se entrega al paciente y permiten ajustar la dosis precisamente. El tiempo de disparo, los láseres transversales y sagitales y el contador Geiger no son medios para controlar la dosis.

## RESULTADOS

Los resultados de obtenidos indican que el porcentaje de respuestas correctas supera siempre el resultado aleatorio (25% para test con cuatro opciones. La respuesta dada en la mayoría de las ocasiones se limita a la opción dada aunque s veces da una respuesta modificada o ampliada con una explicación, y la información extra dada era correcta. Respecto a los resultados, en 19 de 20 tests se obtiene un resultado por encima del 50%, en 3 de 20 test los resultados están por encima del 75%. En las preguntas incorrectas en un 29% se obtiene una respuesta que es más estricta desde el punto de vista de la seguridad.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

ChatGPT ha podido superar 3 tests y podría obtener algunas licencias del CSN. También es capaz de proporcionar respuestas justificadas. Un alumno con acceso a ChatGPT tendría mayor probabilidad de superar los test gracias a respuestas elaboradas por ChatGPT. Sólo se ha evaluado en español, pero tasa de acierto sería mayor en inglés. Es una oportunidad en Protección Radiológica para dar información en abierto para mejorar la fiabilidad de las AI. Los test con opciones han dejado de ser una herramienta de evaluación conocimiento humano. Estos resultados sirven como nivel base para futuros avances AI conversacional.

La introducción y las conclusiones de este abstract se ha realizado con ChatGPT.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> [HTTPS://WWW.DAILYMAIL.CO.UK/NEWS/ARTICLE-11666429/CHATGPT-PASS-UNITED-STATES-MEDICAL-LICENSING-EXAM-BAR-EXAM.HTML](https://www.dailymail.co.uk/news/article-11666429/ChatGPT-pass-United-States-medical-licensing-exam-bar-exam.html)

<sup>2</sup> CHOI, JONATHAN H. AND HICKMAN, KRISTIN E. AND MONAHAN, AMY AND SCHWARCZ, DANIEL B., CHATGPT GOES TO LAW SCHOOL (JANUARY 23, 2023). AVAILABLE AT SSRN: [HTTPS://SSRN.COM/ABSTRACT=4335905](https://ssrn.com/abstract=4335905) OR [HTTP://DX.DOI.ORG/10.2139/SSRN.4335905](http://dx.doi.org/10.2139/ssrn.4335905)



## ÁREA TEMÁTICA: CULTURA DE SEGURIDAD

# MONITORIZACIÓN DE LAS MODIFICACIONES REALIZADAS DURANTE LA REVISIÓN DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO

Leo Martínez, F. M. (1); Perez-Alija, J. (1); García Apellaniz, N. (1); Tejedor Aguilar, N. (1); Anson Marcos, C. (1); Gallego Franco, P. (1); Barceló Pages, M. (1); Ruiz Martínez, A. (1); Vivancos Bargalló, H. (1); Domínguez Perea, A. (1); Carrasco de Fez, P. (1); Jornet Sala, N. (1) *(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau*

PALABRAS CLAVE: «PEER REVIEW», REVISIÓN INDEPENDIENTE, MODIFICACIÓN, CALIDAD DEL TRATAMIENTO

### INTRODUCCIÓN

La mayoría de programas de garantía de calidad en RT contemplan una revisión independiente de la calidad del plan por un radiofísico hospitalario. En este estudio analizamos los resultados de dichas revisiones, con el propósito de identificar patrones según técnica o patología en los planes que son objeto de modificaciones.

### MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro servicio la dosimetría la realizan técnicos superiores en radioterapia. Todos los planes son revisados por un radiofísico que en caso necesario realizará modificaciones en la planificación para mejorar su calidad. Posteriormente todos los casos se presentan en una sesión de “peer review” de dosimetría en donde participan radiofísicos y residentes. En una base de datos en REDCap se registra: patología tratada, técnica, modificaciones realizadas durante la revisión independiente, la causa del cambio, y si la planificación es óptima o aún hay margen de mejora. Las modificaciones se clasifican en mayores (el plan inicial no cumple la prescripción del oncólogo o, aunque la cumpla, permite una mejora significativa) o menores (el plan inicial cumple la prescripción, pero se puede mejorar).

A partir de la plataforma REDCap, se han reunido 2392 tratamientos realizados entre el 01/01/2021 y el 31/12/2022. Todos se han planificado utilizando ECLIPSE (Varian vs 15.6.05). El número de tratamientos según patología y técnica aparecen en la Figura1.

### RESULTADOS

Se realizan modificaciones en el 29% de los casos, con modificaciones mayores sólo en el 9%. Sin embargo, tal y como se muestra en la Figura1, se encontró una variación considerable en la tasa de cambios según la patología, que va desde 16% para próstatas a 45% para mamas con áreas linfáticas. En cuanto a la técnica, destaca la IMRT, con un total de 42% de modificaciones realizadas. En la Figura2 se observa que, en todas las localizaciones, la causa principal de modificación (tanto mayor como menor) fue la reducción de dosis a órganos de riesgo.

### DISCUSIÓN

Las localizaciones en las que se realizan más modificaciones en la planificación coinciden con las que son más difíciles de estandarizar (guías de planificación o introducción de la planificación automática). Esto se debe a las complejidades inherentes de ciertas zonas tumorales (ORL, pulmón) o las patologías donde la anatomía entre pacientes es muy heterogénea (mamas, mamas con áreas ganglionares).

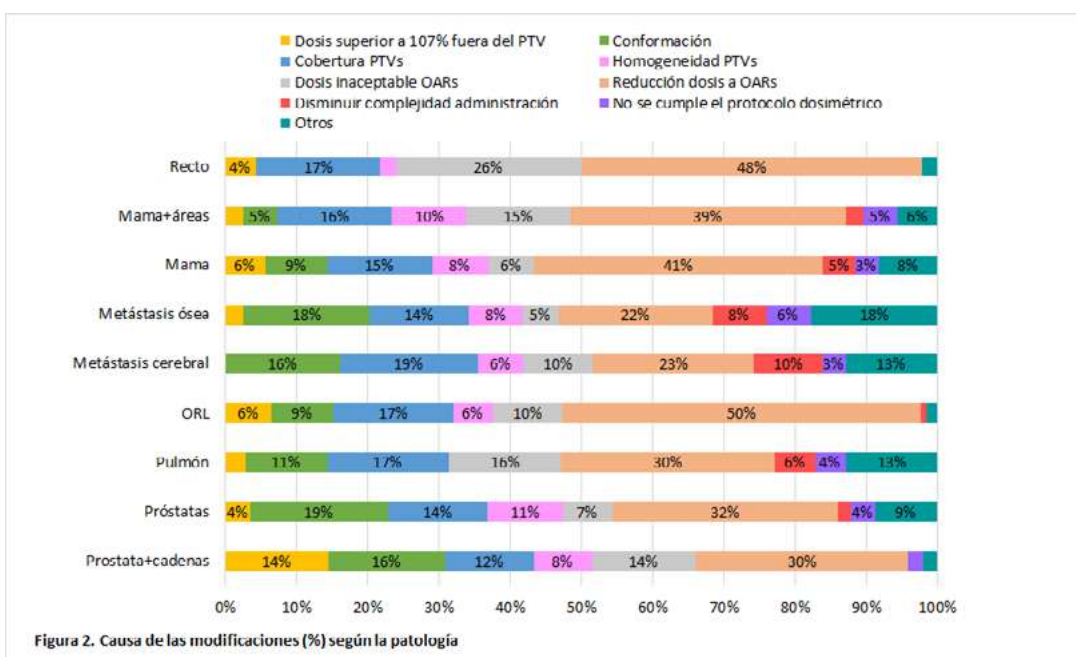
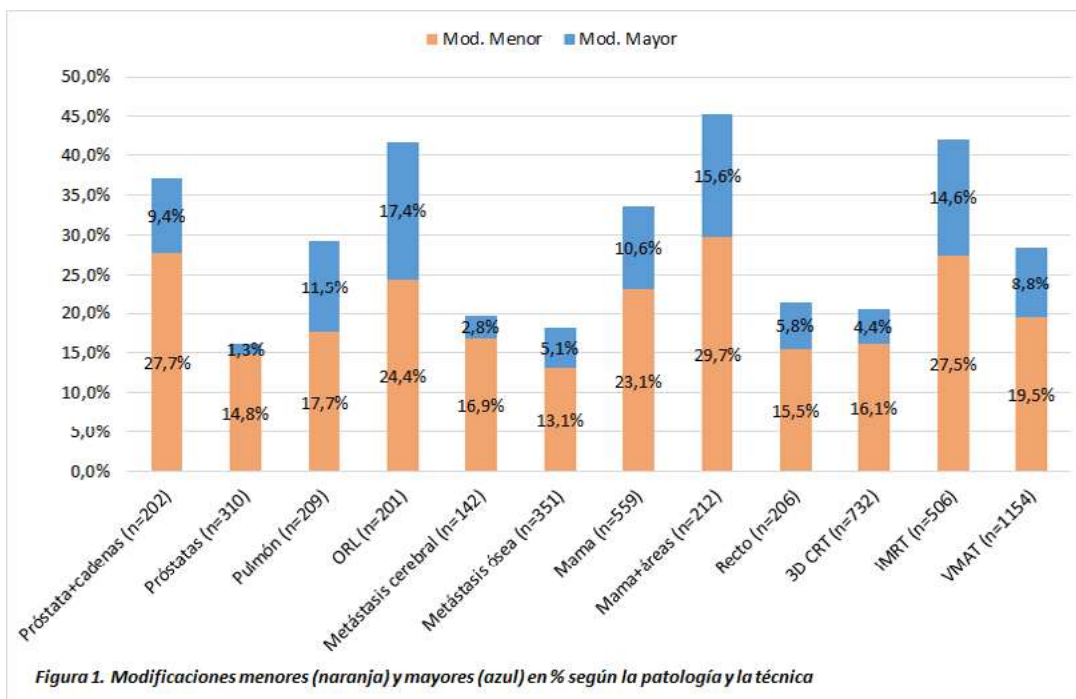
En la serie de planificaciones incluidas en el estudio se puede observar que la introducción de RapidPlan para próstata simple y recto conduce a un número menor de modificaciones. Así mismo, las localizaciones con guías de planificación también tienen menor tasa de correcciones (metástasis óseas y cerebrales).

### CONCLUSIONES

La monitorización de los cambios realizados en las planificaciones permite identificar áreas de mejora en la realización de dosimetrías.

La planificación automática junto con la disponibilidad de guías de planificación y formación continuada de los técnicos reduce el número de modificaciones.

La sesión de “peer review” permite consensuar las modificaciones, discutir la necesidad de guías y dar indicaciones a los técnicos, lo que resulta en una mejora continua de la calidad de los tratamientos.



## FORTALECIMIENTO DE LA SEGURIDAD Y PROTECCION RADIOLOGICA EN INSTALACIONES RADIATIVAS DE GAMMAGRAFÍA INDUSTRIAL. FORO DE PROTECCION RADIOLOGICA EN LA INDUSTRIA

Sánchez-Cervera Huerta, S. (1); Aguado Molina, D. (1); Tamayo Tamayo, B. (1); Alfonso Nicolás, B. (1); Villanueva Delgado, I. (1)  
(1) Consejo de Seguridad Nuclear

PALABRAS CLAVE: CULTURA DE SEGURIDAD, GAMMAGRAFÍA, FORO DE LA INDUSTRIA

En noviembre de 2007 el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) junto con la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) y representantes del sector de la radiografía y gammagrafía industrial, crearon el Foro de Protección Radiológica en el Área Industrial (Foro de la Industria). Sus actividades abarcan las relacionadas con la protección radiológica del sector industrial no nuclear



que utiliza las radiaciones ionizantes, centrándose, fundamentalmente, en las actividades de radiografía y gammagrafía industrial al ser éstas las que mayor riesgo radiológico presentan.

Entre sus misiones podrían destacarse:

- Establecer un espacio de diálogo permanente entre el organismo regulador y los profesionales del sector industrial para mejorar la seguridad y la protección radiológica en las instalaciones radiactivas en este ámbito de actuación
- Promover una sistemática de trabajo conjunta a fin de explorar los medios y formas de implantación de mejoras en seguridad y protección radiológica en los procedimientos y prácticas de trabajo.

Desde su creación este Foro ha llevado a cabo actuaciones orientadas a cumplir con las misiones anteriormente relacionadas, tales como:

- Procedimiento de planificación de trabajos
- Video sobre actuación en caso de emergencias
- Mantenimiento de equipos de gammagrafía

Tras estas actuaciones se ha observado, de forma general, una disminución de las dosis operacionales, pero siguen sucediendo incidentes como los ocurridos entre 2019 y 2021 y que resultaron en la sobreexposición de trabajadores expuestos, y fueron clasificados, siguiendo la escala internacional INES, como Nivel 2.

Estos sucesos pusieron de manifiesto, entre otras cuestiones, un deficiente cumplimiento de las funciones del supervisor a la hora de realizar la planificación de tareas y una falta de formación del personal. En definitiva, se identificó una falta generalizada de cultura de seguridad.

Además, en uno de dichos incidentes el diseño inapropiado de los sistemas de seguridad de acceso al recinto de operación, junto con el fallo en uno de ellos propició el acceso indebido de una persona estando la fuente expuesta.

En este contexto, en el marco del Foro, se constituyeron una serie de grupos de trabajo (GT):

- GT para debatir los términos de una nueva norma con el fin de mejorar los sistemas de seguridad de los recintos de operación de radiografía y gammagrafía industrial. Como resultado, el CSN emitió una ITC, que recoge los requisitos de diseño de los sistemas de seguridad de estos recintos.
- GT para concretar las condiciones que determinan la consideración de un recinto de almacenamiento temporal de equipos de gammagrafía (también conocido como "a pie de obra") y sus requisitos.
- GT, actualmente en curso, sobre cultura de seguridad en el ámbito de la gammagrafía. El objetivo es promover un mayor conocimiento de la cultura de seguridad, identificando los puntos donde se producen mayores deficiencias y proponiendo acciones de mejora, implicando a todos los estamentos de las empresas, y al resto de agentes involucrados.

En esta ponencia se expondrán los resultados obtenidos en cada uno de ellos, haciendo especial énfasis en el grupo dedicado a la cultura de seguridad por ser el de un mayor alcance.



RESÚMENES

# COMUNICACIONES POSTERS





## ÁREA TEMÁTICA: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: CONTROL DE CALIDAD EN MN

# AUTOMATIZACIÓN DE LOS CONTROLES DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR

Baeza Monedero, C. J. (1); Gallego Castro, M. (1)

(1) Hospital Universitario Virgen Macarena

PALABRAS CLAVE: CONTROL DE CALIDAD MEDICINA NUCLEAR. QA TRACK+ SOFTWARE AUTOMÁTICO DE ANÁLISIS DE DATOS MEDICINA NUCLEAR

### INTRODUCCIÓN

La Medicina Nuclear es una de las ramas de la Radiofísica que mas está creciendo en los últimos años. Es por ello que los Controles de Calidad de los Equipos están consumiendo mas recursos debido al aumento significativo en el número de equipos.

Se propone una automatización del Control de Calidad en Gammacámaras gracias al software desarrollado en el Hospital Virgen Macarena, el **NucMed Analytics**.

### MATERIALES Y MÉTODOS

El desarrollo del software NucMed Analytics por parte del equipo facultativo del Hospital Virgen Macarena se realizó en Python 3.11, siendo estable en versiones de Windows 7 en adelante. Además, el objetivo será la implementación del sistema, con la interfaz gráfica y cada una de las pruebas, dentro de la Plataforma QATrack+.

Las pruebas a analizar por NucMed Analytics, por ahora, será la sensibilidad planar, el centro de rotación, la resolución espacial, la uniformidad tomográfica, y el tamaño de pixel, y para los estudios de cuerpo entero la sensibilidad y la resolución espacial.

Los tiempos de análisis de resultados de manera analítica, bajo hojas de cálculo o pequeños script en otras plataformas como ImageJ, según la siguiente tabla

1. Sensibilidad 15 mins
2. Resolución espacial 20 mins
3. Centro de Rotación 10 mins
4. Uniformidad Tomográfica 15 mins
5. Tamaño de pixel 15 mins
6. Sensibilidad en estudios de Cuerpo Entero 15 mins
7. Resolución espacial en estudios de Cuerpo Entero 20 mins

De esta manera, un control mensual completo puede requerir, además del tiempo de máquina para la realización de los estudios y la adquisición y exportación de las imágenes, un tiempo aproximado de 2 horas de procesado y análisis de las imágenes de estudio.

### RESULTADOS

Con NucMed Analytics el tiempo de procesado y análisis de las adquisiciones disminuye radicalmente, al realizar el procesado de manera automática en cuestión de segundos. Aportando como entrada las imágenes DICOM en cada prueba del programa, el programa generará los ficheros exportables en .txt y los resultados del análisis en la propia interfaz gráfica del programa

Para comprobar la bondad de los resultados por parte del **NucMed Analytics**, se analizaron los Controles de Calidad de los años 2021 y 2022, para las gammacámaras disponibles en el Hospital Virgen Macarena. En este caso, disponíamos de las Gammacámaras Siemens Symbia, Siemens E.cam, y General Electric GEMN630. Las diferencias obtenidas en los resultados inferiores al 5% en todas las pruebas.



## DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

En las próximas actualizaciones del software, se desarrollarán el resto de pruebas descritas en el protocolo, y se buscará la integración completa con la plataforma QATrack+, con el fin de disponer de todas las herramientas proporcionadas por el programa de manera online, y utilizar los ficheros .txt para crear una base de datos en la nube.

## CONCLUSIÓN

Se plantea el software **NucMed Analytics** de análisis de imagen en Medicina Nuclear para el Control de Calidad como una solución apropiada para resolver la labor y minimizar los tiempos de ejecución del análisis de las imágenes en la nube a través del QATrack+.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> QATrack+ DOCUMENTATION AND REFERENCE GUIDE. [HTTPS://DOCS.QATRACKPLUS.COM/EN/STABLE/#](https://docs.qatrackplus.com/en/stable/#)

<sup>2</sup> REAL DECRETO 1841/1997, DE 5 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE ESTABLECEN LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR.

<sup>3</sup> PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR (VERSIÓN 2020)

# ÁREA TEMÁTICA: DOSIMETRÍA DE PACIENTES Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS

## ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DEL CONTROL DE CALIDAD PRETRATAMIENTO UTILIZANDO TRES PROCEDIMIENTOS DIFERENTES

Berenguer Serrano, R. (1); de la Vara Olivas, V. (1); Monasor Denia, P. (1); Rivera Giménez, M. (1); Núñez Quintanilla, A. T. (1); Villas Sánchez, M. V. (1); Sabater Martí, S. (1)

(1) Servicio de Radioterapia GAI Albacete

PALABRAS CLAVE: COMPLEJIDAD PLAN QA PRETRATAMIENTO

## OBJETIVO

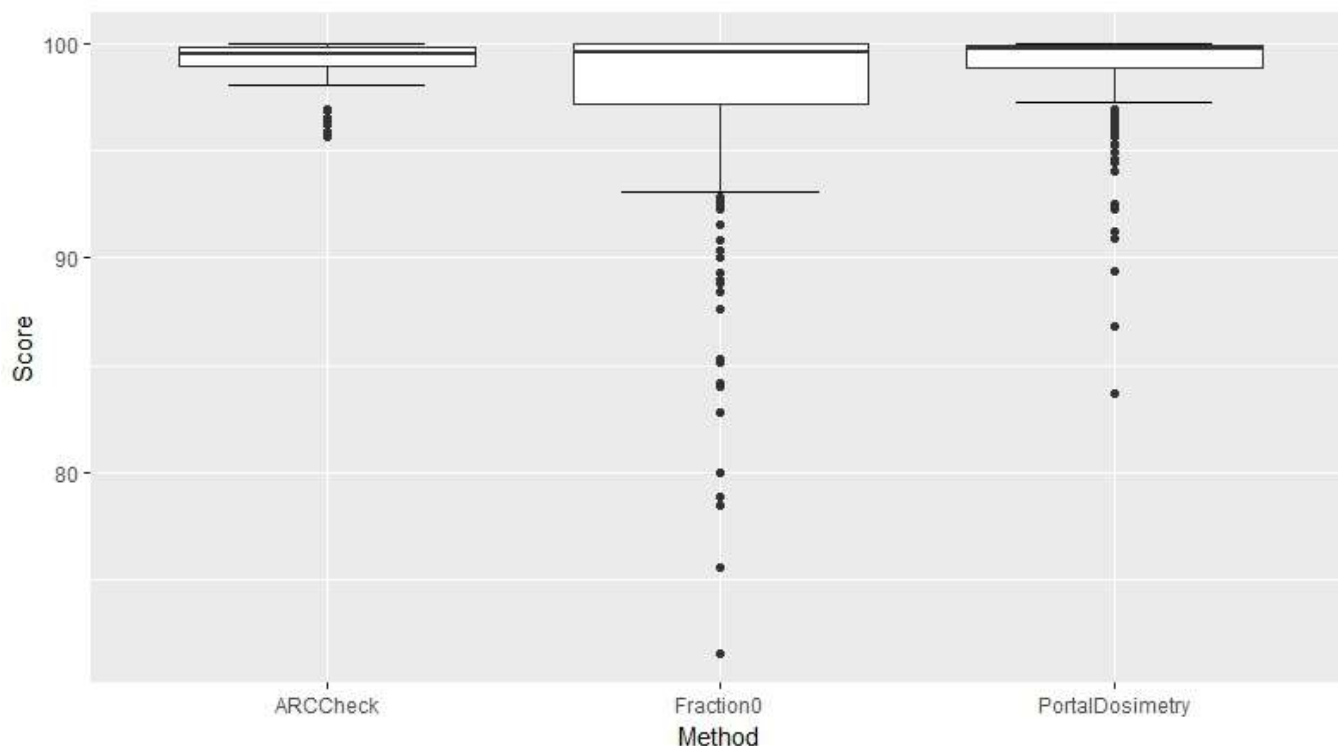
El objetivo fue analizar los resultados del QA dosimétrico de los primeros 100 pacientes (245 arcos VMAT) tratados con un nuevo acelerador Varian TrueBeam. El QA lo realizamos mediante: Arccheck (SunNuclear), Portal Dosimetry (PD) (Varian) y Fraction 0 (F0) (SunNuclear). Básicamente se intentó buscar alguna correlación entre varios parámetros de la planificación y los resultados del QA.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se recopilaron varios datos del plan (Eclipse v16.1) y del QA de los primeros 100 pacientes tratados con VMAT: energía, n.º de arcos, localización, dosis, datos de complejidad del tratamiento (refl), tamaño de campo (eje X, Y), ángulo de colimador, UM por arco, UM totales/Gy, y los resultados del QA (porcentaje de cumplimiento del índice gamma) de Arccheck, PD y F0 (con métrica 2%/2mm global y umbral 10%) junto con datos del número de puntos analizados.

## RESULTADOS

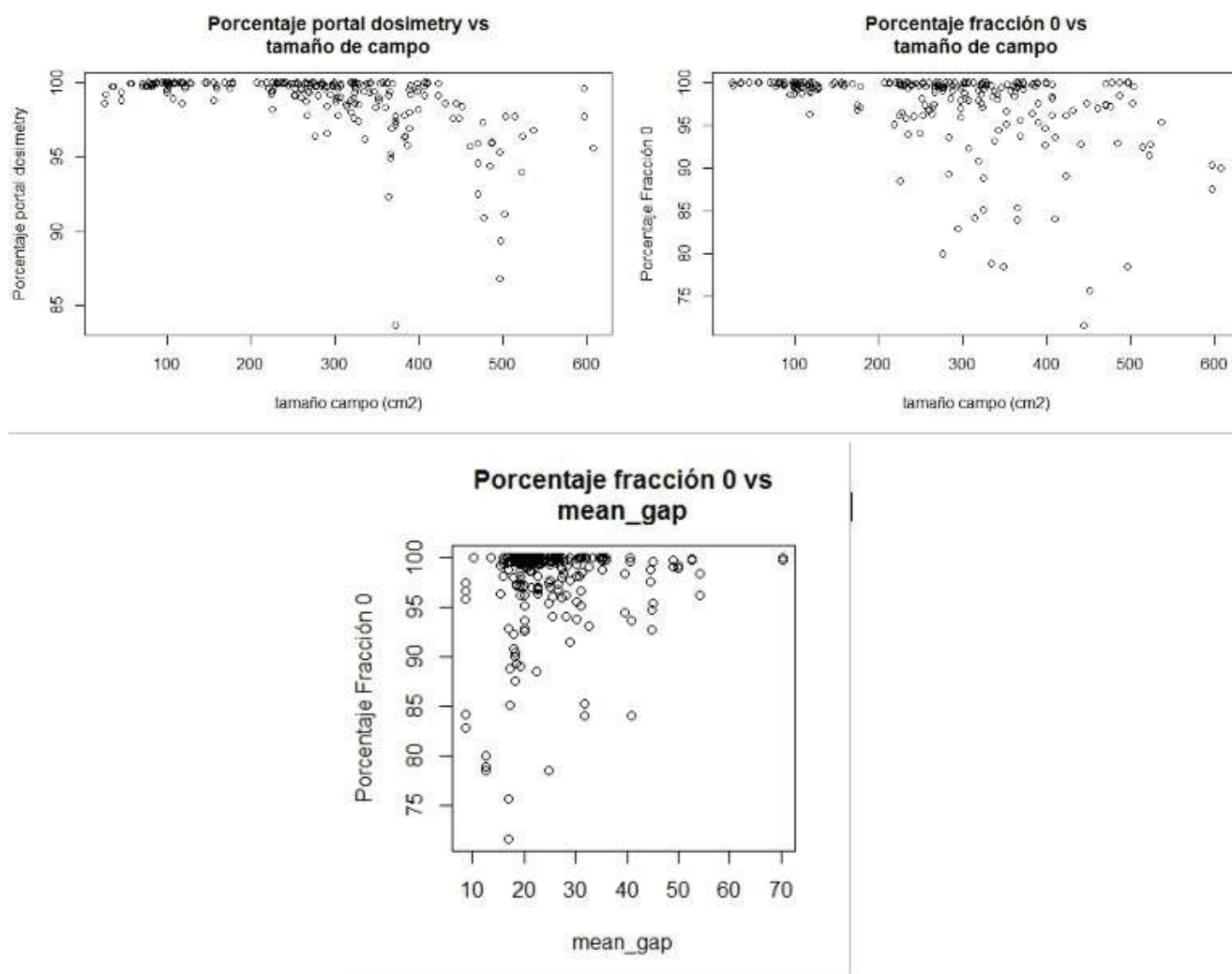
El valor medio del cumplimiento del índice gamma fue de 99,16% para Arccheck, 98,90% para PD y 97,50% para F0. Realizando un análisis de varianza a estos 3 resultados, se observó que fueron estadísticamente independientes con  $p < 10^{-10}$  (figura1).



Asimismo, el 100% de los arcos analizados con Arccheck cumplieron el objetivo de estar por encima del 95%, para PD fue 95,51% y para F0 fue 85,71%. Así que para PD y F0 buscamos el motivo del incumplimiento. Se buscó algún tipo de correlación entre todos los parámetros. Entre los resultados del QA de Arccheck, PD y F0 no se encontró ninguna correlación entre ellos. Los resultados de Arccheck no se correlacionaron con ningún parámetro. En el caso de PD y F0 sí se observó (aunque débilmente) una correlación con el tamaño de campo y también con el n.º de puntos analizados por F0. Así esos parámetros se correlacionaron (Pearson) con PD con un valor  $< -0,5$  (en los 3 casos: tamaño de campo, eje Y y n.º puntos de F0). Para el caso de la F0 ese valor de correlación aún fue más débil  $< -0,4$  también para esos mismos 3 parámetros.

Aunque la correlación fue débil, el test de correlación mostró que sí era estadísticamente significativo para esos 3 parámetros tanto para PD como F0 (figura2).

Pese a que en el caso de PD no se observó ninguna correlación con los parámetros de complejidad del plan, para la F0 sí se observó en algún parámetro una débil correlación. Como la influencia del tamaño de campo podría enmascarar esta correlación, se realizó una correlación parcial eliminando la influencia del tamaño de campo y el n.º de puntos analizados de F0. Así, afloró una correlación más fuerte entre los resultados del QA de F0 y tgi\_ratio o mean\_gap con un factor de correlación que pasó a ser de aproximadamente 0,4 (figura2).



## CONCLUSIONES

Para PD modificamos el perfil diagonal de corrección introduciendo un perfil escalado proporcionalmente a la distancia al eje. Para F0 observamos que la discrepancia provenía de la zona de dosis intermedia-baja (menor de 0,5Gy). Se debe intentar evitar planes con gran complejidad cuando los campos de tratamiento son grandes.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> COMPARISON OF COMPLEXITY METRICS FOR MULTI-INSTITUTIONAL EVALUATIONS OF TREATMENT PLANS IN RADIOTHERAPY; PHYS IMAGING RADIAT ONCOL . 2018 FEB 22;5:37-43. DOI: 10.1016/j.phro.2018.02.002. ECOLLECTION 2018 JAN. VÍCTOR HERNÁNDEZ, JORDI SAEZ, MARLIES PASLER, DIEGO JURADO-BRUGGEMAN, NURIA JORNET

# INTERVALOS DE CONFIANZA PARA LA DOSIMETRÍA IN-VIVO

Williamson, S. (1); Cámara Gallego, M. (1); García, J. D. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Capuz Suárez, A. B. (1); Béjar, M. J. (1); Sevillano Martínez, D. (1); Morís Pablos, R. (1); García Vicente, F. (1); Prieto Morán, D. (1); Galiano Fenández, P. (1); Chillida Rey, R. (1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

## INTRODUCCIÓN

En el verano de 2021 se puso en marcha en el Hospital Universitario Ramón y Cajal la herramienta EPiGray: un sistema de dosimetría in-vivo que, tras adquirir las imágenes de tratamiento en el panel EPID (Electronic Portal Imaging Device) del acelerador, se utiliza para comparar la dosis prevista por el sistema de planificación (TPS) y la dosis reconstruida a partir de las imágenes adquiridas



por dicho panel. En este trabajo se muestran los intervalos de confianza al 95% para los datos recogidos cuya irradiación y adquisición se considera correcta; éstos están agrupados según localización anatómica.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado el sistema EPIgray y su interfaz online 'Epigray Web' para extraer y analizar estadísticamente los datos de interés para este estudio. El sistema EPIgray se instala como un servidor en una estación de trabajo con su propia base de datos y muestra una interfaz a la que se puede acceder desde cualquier navegador web en la red local. EPIgray genera automáticamente una serie de puntos de interés dentro del paciente con el propósito de calcular la diferencia entre la dosis reconstruida en dichos puntos y la prevista por el TPS. Desde la interfaz web es posible descargar esta información en formato csv. Adicionalmente, la interfaz web advierte de posibles errores en la adquisición. Agrupando los datos según localización anatómica, y después de que hayan sido cribados eliminando adquisiciones erróneas o no completadas, se realizó un análisis estadístico descriptivo obteniendo unos intervalos que contengan el 95% central de los datos generados. Como parte del análisis y para descartar sesgos se analizó la tendencia temporal para evaluar la estabilidad del EPID.

El acelerador lineal es un Elekta Infinity con panel Iviewgt.

## RESULTADOS

Se muestran en la siguiente tabla los intervalos obtenidos según localización anatómica. Con carácter ilustrativo se muestra el histograma de las localizaciones 'pulmón' y 'mama'.

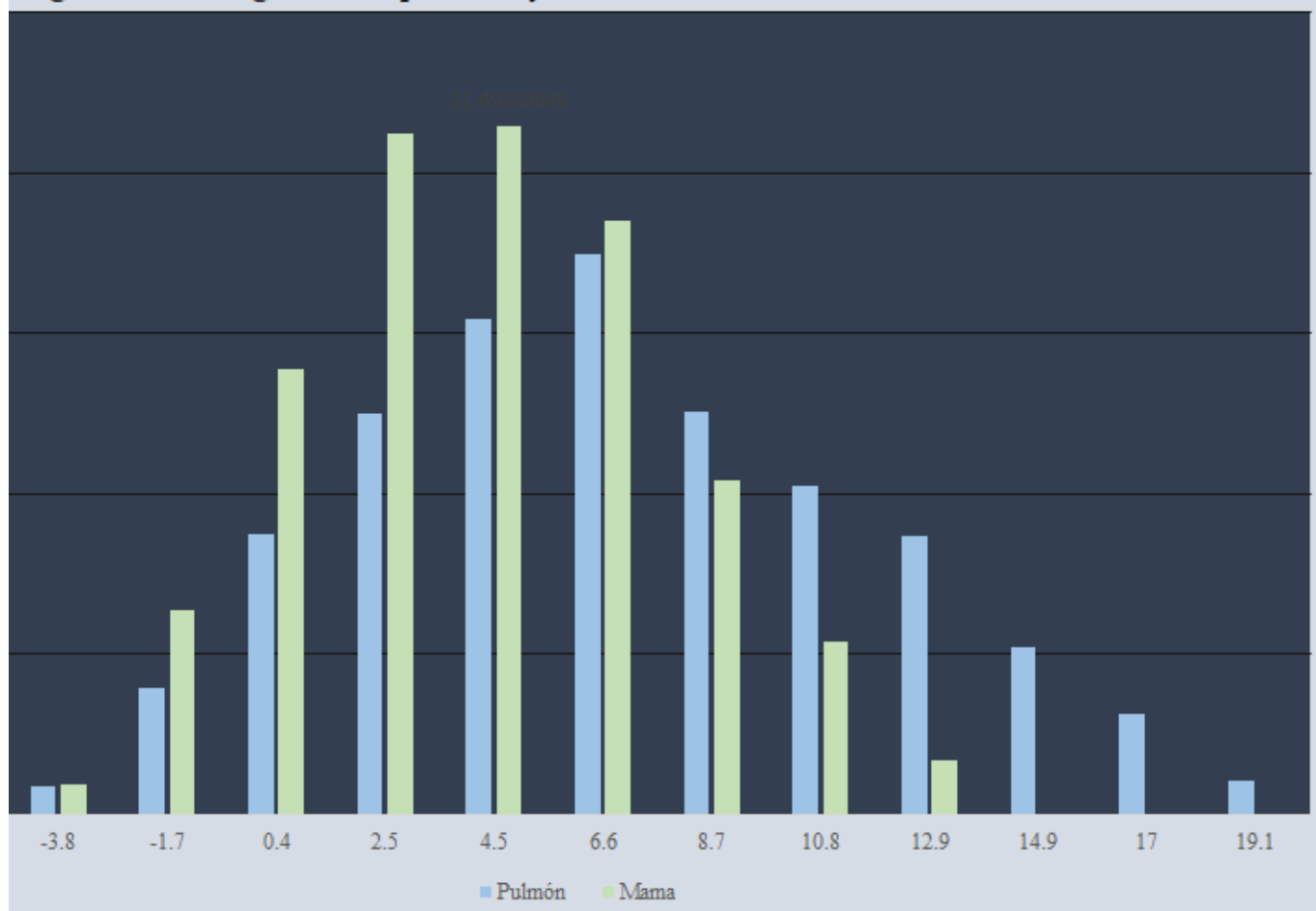




Tabla 1. Intervalos de tolerancia

| Localización              | Diferencia de dosis % |
|---------------------------|-----------------------|
| Pulmón                    | (-4.1, 17.8)          |
| Mama                      | (-4.3, 11.6)          |
| Recto                     | (6.4, 5.8)            |
| Urológico                 | (-8.0, 8.0)           |
| Ginecológico              | (-6.7, 5.4)           |
| Digestivo                 | (-10.7, 11.9)         |
| Orofaringe y cavidad oral | (-4.6, 6.7)           |

Figura 1. Histograma de pulmón y mama



## DISCUSIÓN

Estamos satisfechos con los resultados; si no existe un error sistemático en el sistema de adquisición o en la reconstrucción es de esperar que los intervalos sean simétricos respecto a cero. En el caso particular del pulmón y la mama se encuentra asimetría debido al alto gradiente de densidad existente en esas zonas anatómicas. Los intervalos que se muestran como resultado dependen de la calibración y el posicionamiento del panel y del acelerador, pero pueden servir de comparación para otros servicios de radioterapia.



## CONCLUSIÓN

Trabajar con intervalos de confianza mejora la capacidad de análisis sobre la dosimetría in-vivo que proporciona Epigray. Además, en este trabajo se facilita una metodología óptima para el análisis de los datos que puede resultar útil para otros centros. Los intervalos mostrados pueden servir de comparación con los obtenidos en otras unidades de tratamiento.

# ANÁLISIS DE PUNTOS DE CÁLCULO DE DOSIS EN MU2NET PARA TRATAMIENTOS VMAT DE COMPRESIONES MEDULARES

González Rodríguez, A. (1); Jiménez Puertas, S. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet

PALABRAS CLAVE: VMAT, MU2NET, VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO, COMPRESIONES MEDULARES

## OBJETIVOS

Los objetivos son encontrar el punto de cálculo de dosis óptimo en la verificación de cálculo paralelo en el programa MU2NET, y analizar qué plan de verificación es el óptimo para dicho cálculo en MU2NET.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se eligen retrospectivamente cinco pacientes VMAT 6MV de compresiones medulares planificados en TPS Monaco®v.5.11 (Elekta) y calculados con deposición de dosis en medio y algoritmo Monte-Carlo.

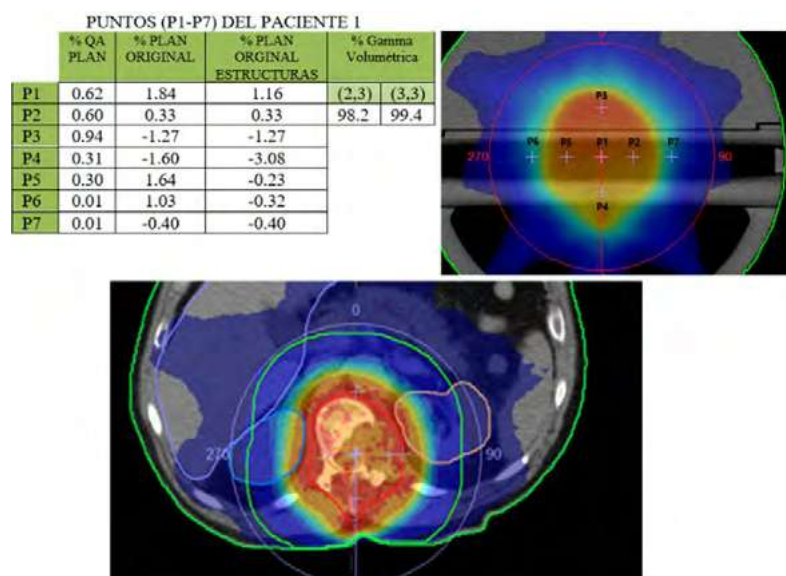
MU2NET recalcula los planes en agua, en un punto, y proporciona la diferencia de dosis con el mismo punto en el TPS. Se analizan siete puntos de cálculo repartidos dentro y fuera del PTV, en zonas de gradiente de dosis y en isocentro (P1),

con independencia de su densidad electrónica (FIGURA 1, ejemplo Paciente 1). Se obtiene para cada punto el porcentaje de desviación de dosis entre el TPS y MU2NET [ $\Delta D$  (%)]. La casa comercial de MU2NET recomienda aceptar la verificación si  $\Delta D$  (%) <8.

Se analizan los puntos en tres planes de verificación para cada paciente en MU2NET: el plan aprobado por el físico o “plan original”, el plan de verificación llamado “plan QA” y el plan original con la densidad electrónica de las estructuras forzada, llamado “plan de estructuras forzadas”.

Se comparan los  $\Delta D$  (%) con los “passing rates” para  $\Gamma$  (2mm, 3%) y  $\Gamma$  (3mm, 3%) volumétricos, medidos con matriz 1500PTW y Octavius 4D.

## RESULTADOS





|            | % Plan QA | % Plan Original | % Plan estructuras forzadas | $\Gamma$ (2mm, 3%) |
|------------|-----------|-----------------|-----------------------------|--------------------|
| Paciente 1 | 0.62      | 1.84            | 1.16                        | 98.2               |
| Paciente 2 | 0.73      | 0.44            | -1.52                       | 98.7               |
| Paciente 3 | 4.48      | 3.95            | 31.18                       | 95                 |
| Paciente 4 | 6.87      | 8.37            | 7.82                        | 94.2               |
| Paciente 5 | 1.92      | -3.00           | 2.95                        | 98.9               |

- Resultados criterios gamma  $\Gamma$  (2mm, 3%) >94% y  $\Gamma$  (3mm, 3%) >97%.
- Menores  $\Delta D$  (%) en los planes originales y QA. Rangos totales:
  - “Plan original”: [+8.37 – (6.12)]%.
  - “Plan QA”: [+6.87 – (-1.48)]%.
  - “Plan de estructuras forzadas”: (37.11–4.29) %.
- Rangos y diferencias medias de dosis (%):
  - P1: [+31.18– (-3)]%,
  - P2-P5: [+37.11 – (-6.12)]%,
  - P6-P7: : [+3.56 – (-5.27)]%,

## DISCUSIÓN

La diferencia de dosis cumple el criterio <8% dentro del PTV (P1-P5) en el “plan original” y el “plan QA”. En el paciente 4, P1 con  $\Delta D$  (%) = 8.37, pero cumple el criterio gamma 94.2%.

Los resultados anómalos (>>8%) se encuentran en zonas de alto gradiente de dosis y en los “planes de estructuras forzadas”. A pesar de ser su densidad electrónica más cercana a la real y cumplir los criterios gammas, este plan no es óptimo para la verificación del cálculo paralelo.

En isocentro todas las  $\Delta D$  (%) son <4% en el plan original, excepto en un caso, por lo que el criterio propuesto por la casa comercial se acepta, y se recomienda ampliar este estudio a casos con  $\Delta D$  (%)>8.

## CONCLUSIONES

Debido a que la elaboración del “plan QA” requiere un trabajo adicional, se recomienda recalcular el “plan original” en el isocentro para verificar los tratamientos de compresiones medulares en MU2NET y aceptar el criterio  $\Delta D$  (%)<8.

# ESTUDIO DE PUNTOS FRÍOS Y CALIENTES DEL ANÁLISIS VOLUMÉTRICO GAMMA EN TRATAMIENTOS VMAT CON OCTAVIUS 4D

González Rodríguez, A. (1); Jiménez Puertas, S. (1); Sanchez Casi, M. (1)  
(1) Hospital Universitario Miguel Servet

PALABRAS CLAVE: VMAT, CRITERIO GAMMA, VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO, OCTAVIUS4D, MATRIX1500, MATRIX1000

## OBJETIVO

Estudiar el comportamiento de los puntos de dosis fríos y calientes utilizando el criterio gamma volumétrico en tratamientos de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de un acelerador lineal Versa con colimador multiláminas Agility (Elekta). Se utiliza un maniquí Octavius 4D con una matriz de detectores 1500 y 1000SRS, con sus respectivos insertos rotativos y el programa de verificación de planes de tratamiento, Verisoft 6.1.0.46 de PTW.



Para llevar a cabo el estudio se seleccionan 45 planes de tratamiento 6MV y VMAT correspondientes a tres localizaciones para la matriz 1500 y múltiples localizaciones para la 1000SRS:

- Matriz 1500:
  - 17 de Próstata (10 de 35Gy/5ss y 7 de 42Gy/6ss)
  - 9 de Holocráneos (9 de 30 Gy/10ss)
  - 12 de Pulmones (5 de 60 Gy/30ss, 2 de 50 Gy/10ss, 3 de 20 Gy/5ss, 1 de 50.1 Gy/15ss y 1 de 45 Gy/30ss).
- Matriz 1000SRS: 7 pacientes.

Para los 45 planes se crea su correspondiente plan de verificación. Se verifica la gamma volumétrica (2mm,2%) para la matriz 1000SRS y la (2mm,3%) para la matriz 1500.

## RESULTADOS

Se representa en la FIGURA 1 la gamma de los puntos de dosis evaluados en el análisis gamma volumétrico. La gamma se representa de 0 a 2, en saltos de 0.2. Los puntos de dosis con gamma  $\leq 1$  cumplen el criterio gamma y los  $> 1$  no lo cumplen.

Se representa en la FIGURA 2 los “*passing rates*” por rangos de dosis relativa.

## DISCUSIÓN

FIGURA 1: En los cuatro casos se observa un predominio de puntos fríos, tanto para gamma  $\leq 1$ , como para el resto. La tendencia de puntos fríos es común para ambas matrices de detectores por lo que parece ser independiente de la matriz.

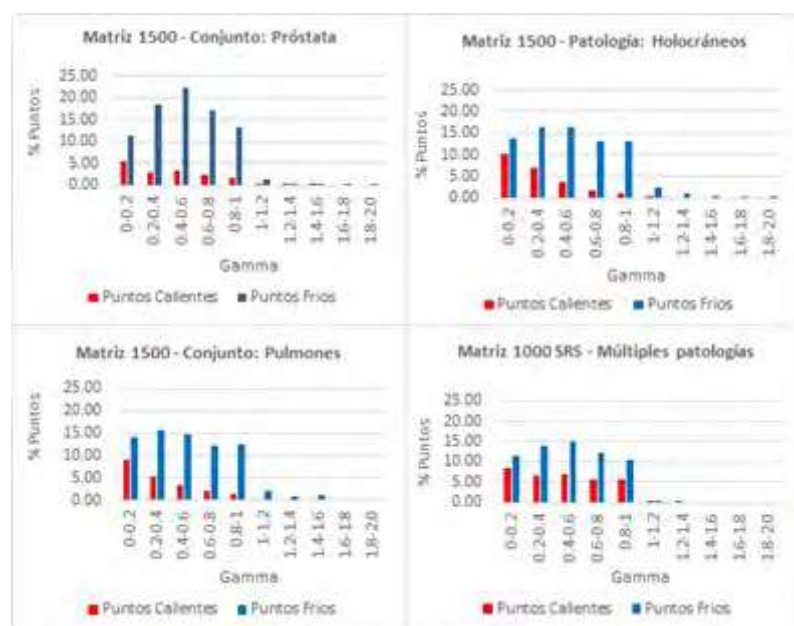
FIGURA 2: En los cuatro conjuntos, los “*passing rates*” más altos corresponden a las dosis relativas más bajas, mientras que a medida que aumenta la dosis relativa, el “*passing rate*” tiende a empeorar, viéndose claramente en los conjuntos: Próstata y Pulmones. La tendencia es similar para las dos matrices de detectores.

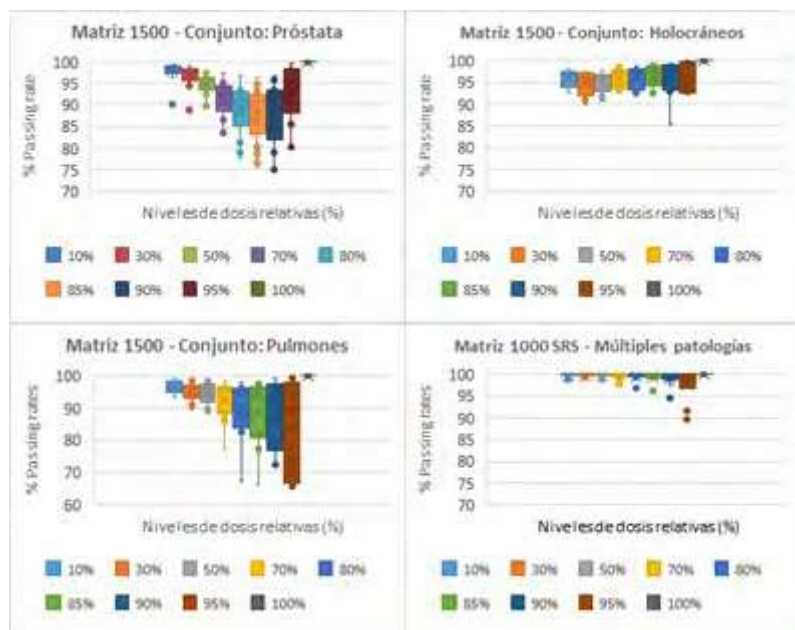
## CONCLUSIONES

Un comportamiento tan sistemático de puntos fríos y calientes en rangos de dosis media-alta, lleva a pensar en una escasa optimización del sistema de planificación, una vez descartado cualquier error sistemático procedente de la matriz de detectores.

Una hipótesis es que el sistema de planificación esté calculando dosis de prescripción mayores a las que en realidad está disparando el acelerador, de ahí el alto porcentaje de puntos fríos frente a calientes.

Se recomienda estudiar la tendencia de puntos fríos y calientes en el análisis gamma volumétrico en otros centros con el fin de conocer más acerca de este comportamiento





## IMPACTO DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL EN LA VERIFICACIÓN PRE- TRATAMIENTO CON ANÁLISIS GAMMA

González Rodríguez, A. (1); Jiménez Puertas, S. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet

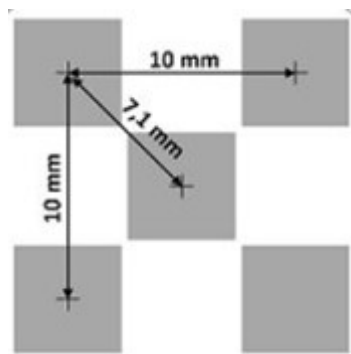
PALABRAS CLAVE: VMAT, RESOLUCIÓN ESPACIAL, MERGE, CRITERIO GAMMA, VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO, VERISOFT

### OBJETIVO

Análisis de la resolución espacial en el análisis gamma volumétrico para planes VMAT pre-tratamiento.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se eligen retrospectivamente 9 planes VMAT, calculados con algoritmo Monte-Carlo en el planificador Mónaco v5.51 y para acelerador lineal Versa(Elekta). La verificación pre-tratamiento se mide en detector Octavius4D y matriz1500, con 1405 cámaras de ionización repartidas según FIGURA 1. El análisis se realiza con el software Verisoft v6.1.0.46 del mismo fabricante. El plan de verificación pre-tratamiento o plan QA se calcula con un tamaño de vóxel de 3mm.



El mismo plan se mide dos veces, una con el maniquí en isocentro y otra desplazando longitudinalmente 5mm. Verisoft ofrece la opción *merge* para aumentar la resolución de la matriz 5 mm. Se obtienen dos análisis gamma, uno con el disparo en isocentro, y otro con la opción *merge* a partir de ambas medidas. Los criterios gamma evaluados son  $\Gamma(2\text{mm},3\%)$  y  $\Gamma(3\text{mm},2\%)$ , con un umbral <10% de la dosis máxima.



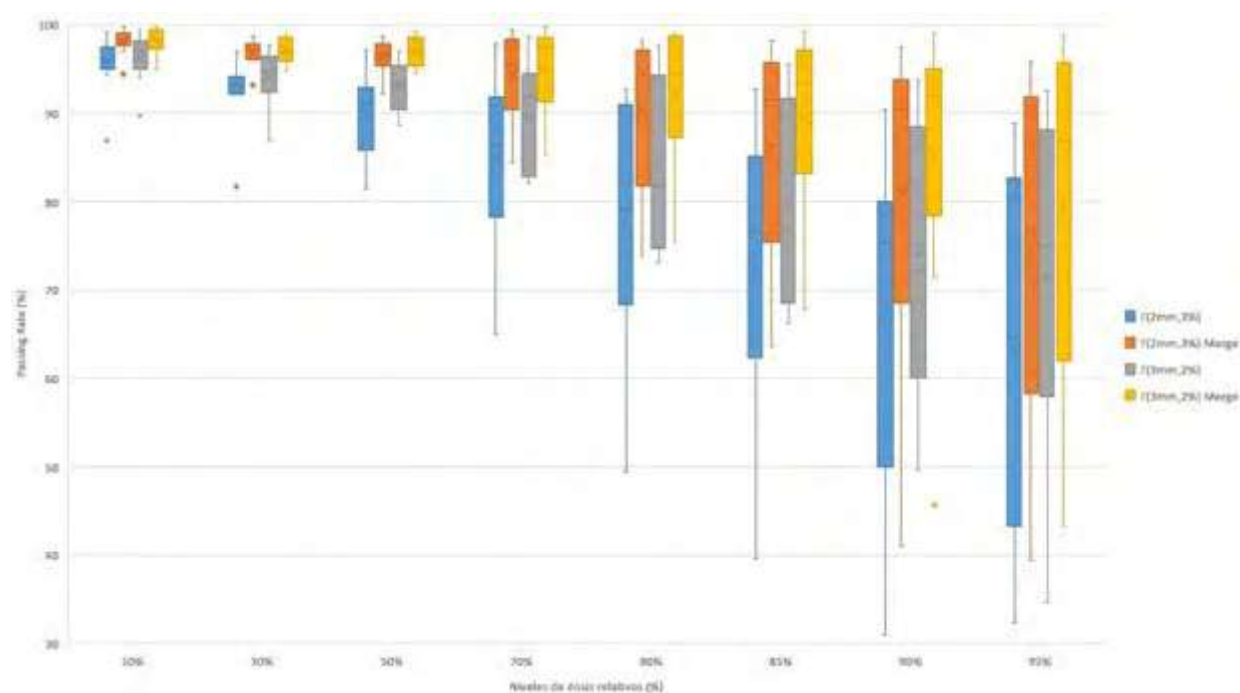
## RESULTADOS

Los rangos y la media de la gamma volumétrica global obtenidos:

- $\Gamma(2\text{mm},3\%)$ : [86.9%–99.3%],  $x_{\text{media}}=96\%$  → merge: [94.4%–99.7%],  $x_{\text{media}}=98\%$ .
- $\Gamma(3\text{mm},2\%)$ : [89.7%–99.4%],  $x_{\text{media}}=96\%$  → merge: [95.0%–99.7%],  $x_{\text{media}}=98\%$ .

Se observa una mejora de los *passing rates* de la gamma volumétrica global al aplicar la función *merge*.

En la FIGURA 2, los valores de los *passing rates* obtenidos para cada análisis gamma por niveles de dosis relativa.



## DISCUSIÓN

- Al cambiar del criterio gamma  $\Gamma(2\text{mm},3\%)$  al  $\Gamma(3\text{mm},2\%)$  y teniendo en cuenta una única medida en isocentro, hay una mejora significativa ( $p<0.001$ ), especialmente en los niveles de dosis relativa donde peores resultados se obtenían en los *passing rates*, es decir, a partir del 50% de la dosis máxima medida. Sin embargo, en el análisis gamma volumétrico global no se aprecia una diferencia significativa entre ambos criterios.
- Haciendo uso de la función *merge*, el *passing rate* de la gamma volumétrico global mejora en los dos criterios gamma en un 2% de media. Los *passing rates* más bajos aumentan un 7.5% y un 5.3% y los más altos aumentan un 0.4% y 0.3% para la  $\Gamma(2\text{mm},3\%)$  y la  $\Gamma(3\text{mm},2\%)$  respectivamente.
- Los *passing rates* más bajos corresponden a niveles de dosis de entre un (80%-95%), lo que indica que se ha de hacer un análisis más profundo de las posibles causas que puedan afectar a las dosis más altas. Dichos niveles mejoran de forma significativa al aplicar la función *merge*.

## CONCLUSIONES

- La función *merge* permite discernir mejor qué planes cumplen o no el criterio gamma antes del tratamiento al aumentar la resolución de la medida, con la desventaja de que conlleva el doble de tiempo.
- El criterio  $\Gamma(3\text{mm},2\%)$  ofrece mejores resultados respecto del  $\Gamma(2\text{mm},3\%)$ , acotando más en dosis que en resolución, limitada por la propia del detector.
- Discernir correctamente si un plan de verificación cumple los criterios de calidad repercute en una menor carga de trabajo y en una mejora de la calidad del tratamiento.





## ANÁLISIS DEL UMBRAL DE ACEPTACIÓN DEL PROGRAMA DE CÁLCULO DE DOSIS SECUNDARIO MU2NET EN TRATAMIENTOS VMAT

González Rodríguez, A. (1); Jiménez Puertas, S. (1); Castro Moreno, R. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet

PALABRAS CLAVE: VMAT, VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO, MU2NET

### OBJETIVO

El objetivo de este estudio es evaluar el plan de verificación de cálculo paralelo más adecuado y establecer un umbral de aceptación en el porcentaje de desviación de dosis en MU2NET para validar diferentes planes de tratamiento VMAT.

### Materiales y métodos

Se evalúan retrospectivamente 73 pacientes VMAT 6MV planificados en el TPS Monaco Citrix v5.11(Elekta) con algoritmo Monte Carlo y cálculo de dosis en medio. Se estudian tres localizaciones: 41 planes de próstata, 11 de mama y 12 compresiones medulares.

Para cada paciente se crean tres planes de verificación: el plan aprobado por el físico o “plan original”, el plan de verificación pre-tratamiento VMAT llamado “plan QA” y el plan original forzando la densidad electrónica de las estructuras, llamado “plan de estructuras forzadas”.

MU2NET recalcula los planes seleccionados en agua y en un punto. El punto de cálculo en todos los casos fue el isocentro. Se analizaron las diferencias de dosis entre el TPS y el MU2NET, en porcentaje [ $\Delta D(\%)$ ]. La casa comercial de MU2NET recomienda validar un plan si  $\Delta D(\%) \leq \pm 8$ .

### RESULTADOS

| $\Delta D(\%)$ entre TPS y MU2NET |               |               |                              |
|-----------------------------------|---------------|---------------|------------------------------|
| Localización                      | Plan QA       | Plan original | Plan de estructuras forzadas |
| Próstata                          | [- 2%, + 2%]  | [- 4%, + 4%]  | [- 5%, + 2%]                 |
| Mama                              | [- 13%, + 1%] | [- 15%, + 4%] | [- 14%, + 10%]               |
| Compresión medular                | [0%, + 5%]    | [- 4%, + 8%]  | [- 2%, + 31%]                |

### DISCUSIÓN

De acuerdo a la TABLA 1:

- En los tratamientos de próstata el umbral de diferencia de dosis máximo es del  $\pm 6\%$  para todos los planes de verificación.
- Para los tratamientos de mama es de  $\pm 15\%$  para los tres planes de verificación. En esta localización, los resultados no se ajustan al umbral de verificación recomendado por la casa comercial.
- Para las compresiones medulares, la diferencia máxima de dosis es del 5% y 8% para el “plan QA” y el “plan original”, respectivamente. El plan de estructuras forzadas presenta resultados anómalos del 31%.

### CONCLUSIONES

En las tres localizaciones, el plan de verificación más adecuado para el cálculo con MU2NET es el “plan original” al presentar resultados similares al “plan QA” y no requerir una carga de trabajo adicional.

Se proponen los siguientes umbrales de aceptación:

- $\pm 6\%$  para tratamientos de próstata.
- $\pm 15\%$  para tratamientos de mama.
- $\pm 10\%$  para compresiones medulares.

Sin embargo, se recomienda el uso de más puntos de cálculo en el uso del programa MU2NET como cálculo de verificación de dosis secundario.



## ANÁLISIS RETROSPECTIVO DE LA VERIFICACIÓN DE PLANES DE SRS Y SBRT CON UNA CÁMARA NANORAZOR

García Romero, A. (1); Ortega Pardina, P. (1); Castán Guerrero, C. (1); González Lizárraga, I. (1); Vera Tena, D. (1); Calvo Carrillo, S. (1); Barranco López, A. (1); Gómez González, N. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" De Zaragoza

PALABRAS CLAVE: NANO RAZOR, VERIFICACIÓN DE PLANES, CONTROL ESTADÍSTICO, SRS, SBRT

### INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

A finales de 2019 se empezaron a tratar los primeros pacientes de SRS y SBRT en los dos aceleradores TrueBeam (Varian Medical Systems) de nuestro servicio, con planes de VMAT en dos o más arcos y con colimador MLC HD120 usando 6X-FFF (en SRS y SBRT) y 10X-FFF (SBRT). Se analizan las medidas de verificación realizadas en el periodo 2019-2022 para determinar si el proceso está controlado.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Una de las verificaciones que realizamos para este tipo de pacientes es la medida de dosis absorbida para el mismo plan que se va a impartir en un maniquí IMRT Phantom (IBA dosimetry) con una cámara nanoRazor (IBA dosimetry), incluyendo giros de mesa y las condiciones de irradiación (excepto los apoyos). En Febrero de 2020, tras 12 planes medidos de SRS, se estimó que había un sistemático en esta medida del -1.8%, por lo que se procedió a ajustar el parámetro DLG para la energía de 6X-FFF, pasando de 0.08 a 0.06 cm. Este sistemático no afectaba a planes de VMAT previos con PTVs más grandes en diversas localizaciones. Desde entonces hasta finales de 2022 se han medido 129 casos de SRS con 6X-FFF, 54 casos de SBRT con 6X-FFF y 70 casos de SBRT con 10X-FFF. Se ha realizado un análisis estadístico de estas medidas, tal como proponen referencias internacionales<sup>1</sup>, para determinar si el proceso está controlado. Se han correlacionado los resultados encontrados con la dimensión del PTV a tratar y con un índice de complejidad sencillo (UM/Gy).

### RESULTADOS

Tras analizar estos datos, se ha encontrado que no hay error sistemático apreciable en las muestras para ninguna de las dos energía y técnicas. Se ha encontrado que por debajo de 5 cm<sup>3</sup> de volumen la incertidumbre de las medidas aumenta del 3% al 5% con k=2 para las dos energías, siendo muy apreciable gráficamente el aumento de esta incertidumbre (figura 1).



### % DESV VS VOLUMEN PTV 2020-2022

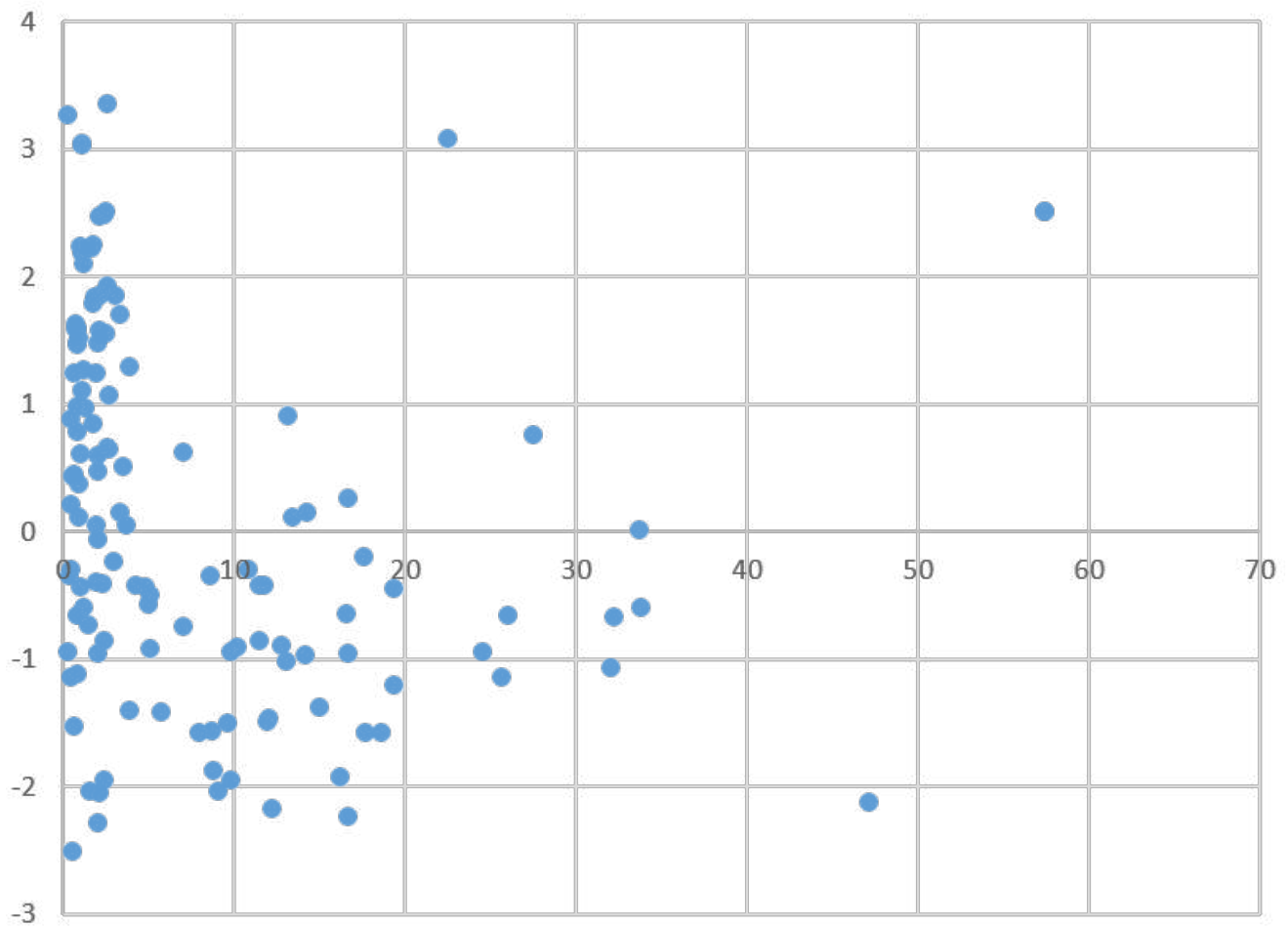


FIGURA 1.- Desviación de las dosis medidas con cámara con respecto a las previstas en % de dosis local para todos los pacientes de SRS, frente al volumen (cm<sup>3</sup>) del PTV para cada plan. Se recogen datos de 3 años.



Las medidas no muestran ninguna correlación con la complejidad del plan según el parámetro escogido, fácil de calcular (figura 2).

## %DESV VS UM/Gy PTV 2020-2022

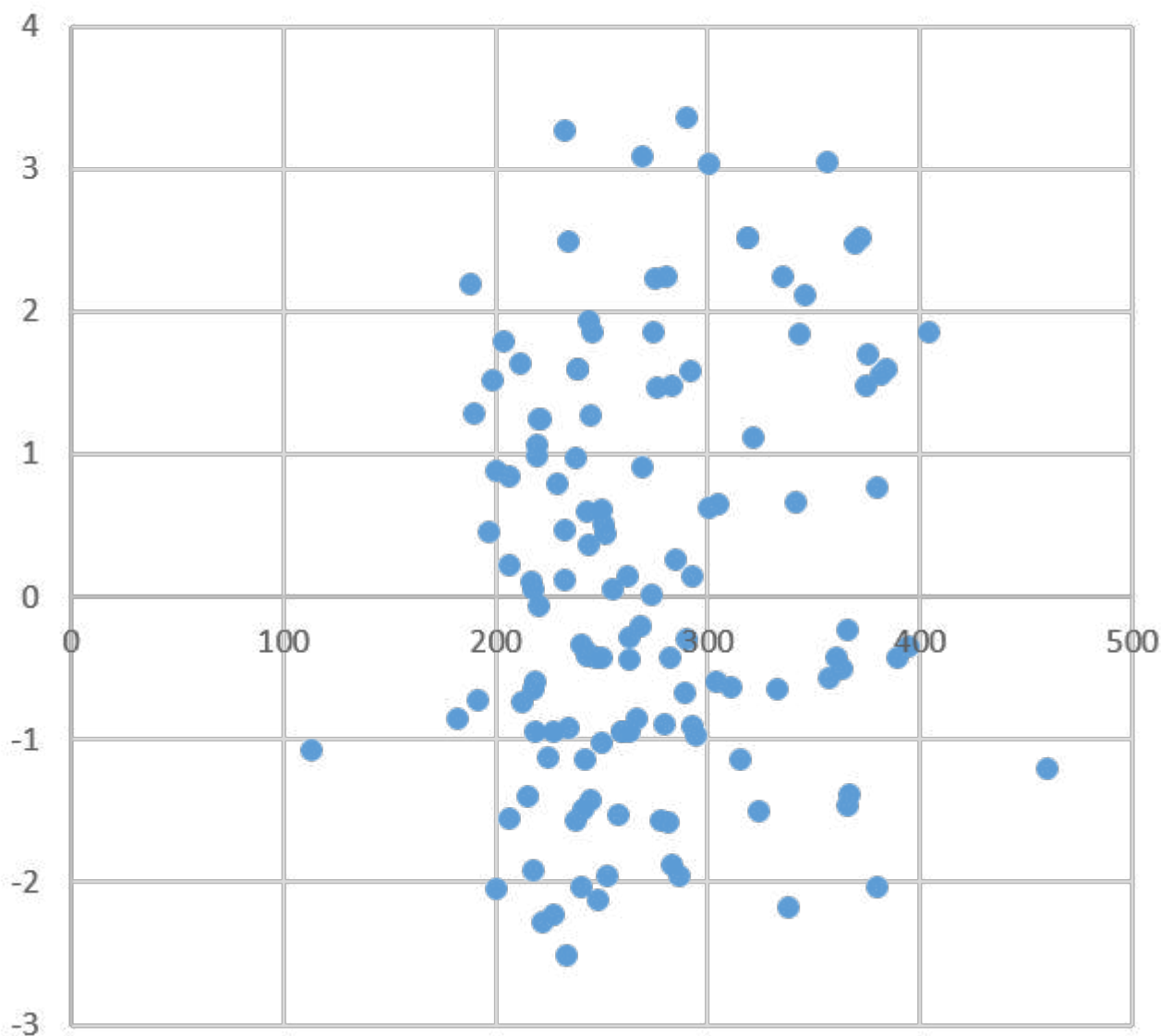


FIGURA 2.- Desviación de las dosis medidas con cámara con respecto a las previstas en % de dosis local para todos los pacientes de SRS frente a la complejidad del plan expresada como UM por Gy de prescripción. Se recogen datos de 3 años.

Se ha analizado también la secuencia temporal para determinar que año a año no hay variación en la distribución obtenida.  
Conclusión

El análisis retrospectivo de datos es imprescindible para entender y controlar el proceso de verificación de planes de tratamiento.

### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MIFTEN M, OLCH A, MIHAILIDIS D, MORAN J, PAWLICKI T, MOLINEU A, ET AL. TOLERANCE LIMITS AND METHODOLOGIES FOR IMRT MEASUREMENT-BASED VERIFICATION QA: RECOMMENDATIONS OF AAPM TASK GROUP NO. 218. MED PHYS. 2018;45(4):E53–83.



## COMPARACIÓN ENTRE LOS SISTEMAS DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA ARCCHECK Y SUNCHECK

Ontiveros Fernández, A. I. (1); Guirado Llorente, D. (1)

(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, IMRT, VMAT, INDICE GAMMA, DISTRIBUCIÓN DE DOSIS, ARCCHECK, IVIEW, SUNCHECK

### OBJETIVO

En radioterapia, gracias al desarrollo de la IMRT y la VMAT, han podido alcanzarse una mayor conformación de la dosis en los volúmenes blanco tumorales y una disminución de la dosis en los órganos de riesgo. La mayor complejidad de los tratamientos ha hecho necesaria una verificación más estricta y precisa antes de administrarlos a los pacientes. Con este fin, se emplean dispositivos de medida para determinar la distribución de dosis impartida en los tratamientos y poder compararla con la calculada por el sistema de planificación; estas tareas suponen una importante carga de trabajo para las unidades de radiofísica hospitalaria.

En este trabajo se estudian los resultados obtenidos en las verificaciones de tratamientos mediante el dispositivo ArcCheck (Sun Nuclear), basado en diodos, y los obtenidos con el sistema SunCheck (Sun Nuclear), que emplea imágenes portales captadas con el panel plano del acelerador (iView de Elekta), con el fin de establecer en qué casos el segundo método, más rápido, puede sustituir al primero en la verificación de tratamientos de próstata, para lograr así una optimización del proceso.

### Material y Métodos

Para la realización de este estudio se seleccionaron 64 pacientes con cáncer de próstata, tratados con radioterapia en un acelerador Elekta Infinity entre el 27 de abril de 2021 y el 1 de abril de 2022, y para los que se empleó el sistema de planificación Pinnacle 16.2 (Philips). Del total de pacientes considerado, 34 presentaban cáncer de próstata localizado, mientras que 30 lo presentaban loco-regional.

Para la comparación de los resultados obtenidos con ambos procedimientos de verificación se empleó el criterio gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm. Se estudió la correlación entre los resultados obtenidos por ambos métodos empleando el test de Spearman, tras haber comprobado previamente mediante el método de Shapiro-Wilks que las tasas de paso del índice gamma no siguen una distribución normal.

### RESULTADOS

Los resultados de las verificaciones obtenidos empleando el dispositivo ArcCheck y el software SunCheck son diferentes; las tasas de paso son mayores con el segundo método (véase la FIGURA 1). Esto hace que, aun siendo adecuados ambos

procedimientos, los umbrales para la investigación sean diferentes en ambos casos; empleando el panel iView son tan altos que podría pensarse que todas las verificaciones salen bien y que, por tanto, no es necesaria una verificación de los tratamientos de cáncer de próstata. No ha sido posible establecer una correlación entre las medidas de uno y otro sistema (TABLA 1); es más, ni siquiera los casos extremos con menores tasas de paso, que requerirían investigación, coinciden para ambos métodos.

### CONCLUSIONES

En este estudio se ha encontrado que las tasas de paso para los sistemas ArcCheck y SunCheck son diferentes, más altas en el segundo caso. Ambos procedimientos son adecuados, aunque no se ha podido establecer una correlación entre los resultados arrojados por ellos. El procedimiento empleado hasta ahora, basado en el dispositivo ArcCheck, podría ser sustituido por el sistema SunCheck, que emplea el panel plano del acelerador y requiere menos tiempo de trabajo.

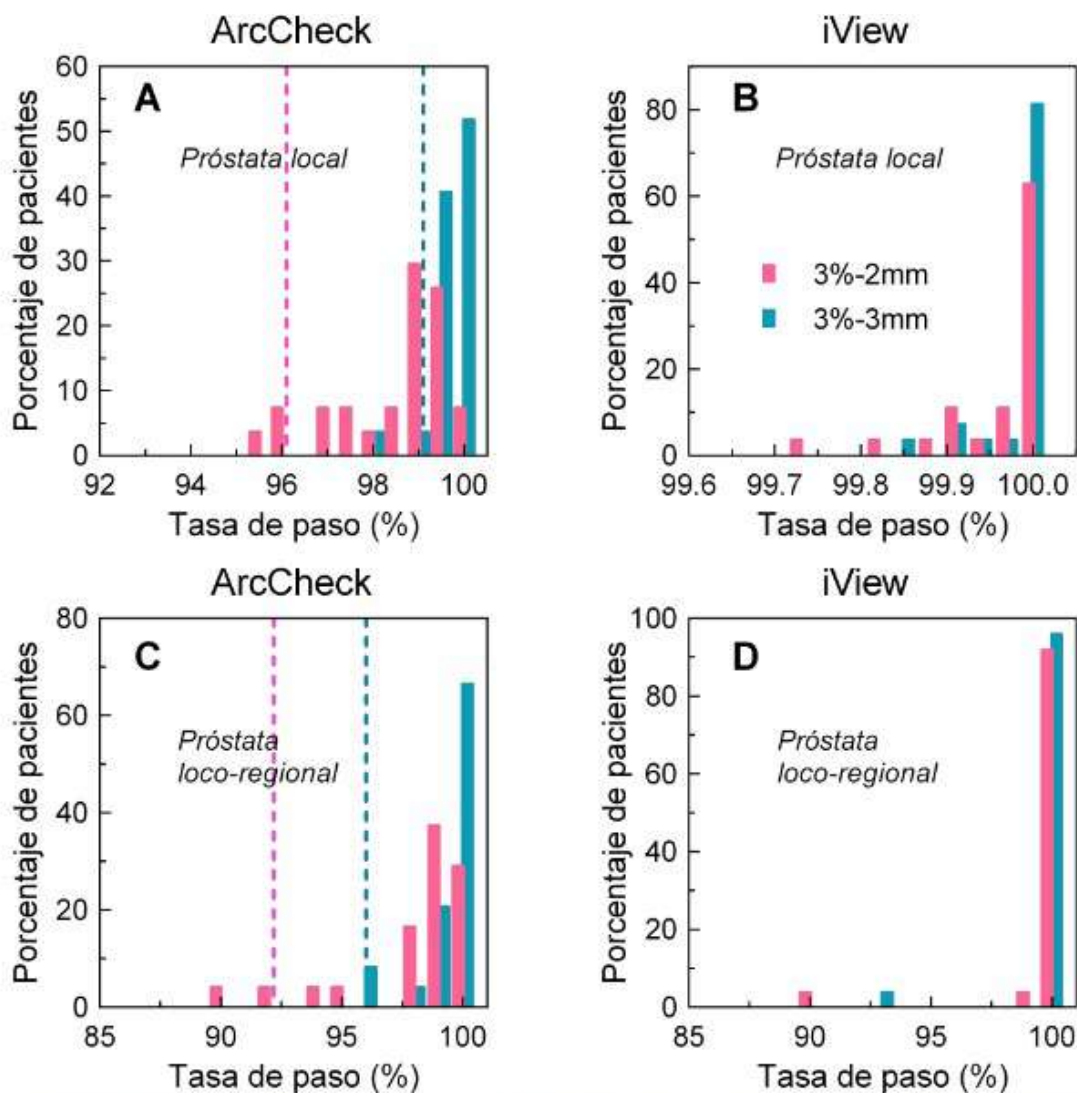


Figura 1: Distribución de las tasas de paso, para el criterio gamma con tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm, de las medidas realizadas con el dispositivo ArcCheck y el sistema SunCheck, que emplea el panel plano iView, diferenciando entre cáncer de próstata localizado (A y B) y loco-regional (C y D). Para el dispositivo ArcCheck se representan mediante líneas de trazos los valores del percentil 5% para cada tolerancia del criterio gamma. Cuando la tasa de paso obtenida como resultado de la verificación sea inferior a este valor, será necesario investigar la causa y decidir si el tratamiento puede aceptarse o es necesaria una replanificación.

|        | 3%-3mm              |                        | 3%-2mm              |                        |
|--------|---------------------|------------------------|---------------------|------------------------|
|        | Próstata localizada | Próstata loco-regional | Próstata localizada | Próstata loco-regional |
| $\rho$ | 0,496               | 0,254                  | 0,111               | 0,116                  |

Tabla 1: Valores del coeficiente de Spearman obtenidos para la correlación entre las tasas de paso obtenidas empleando el dispositivo ArcCheck y el software SunCheck considerando tolerancias 3%-3mm y 3%-2mm.





## TRATAMIENTO CUTÁNEO DE SARCOMA DE KAPOSÍ EN UNA PIERNA CON BOOST INTEGRADO EN LESIONES

Martín Vezanzones, M. (1); Valverde-Pascual, I. (1); Gallardo Rodríguez, N. (1); Pérez Azorín, J. F. (1); Alicibar- Arechuluaga Artaza, C. (1); Ortiz de Zarate Vivanco, R. (1); García Escobedo, J. (1); Cacicado Fernández de Bobadilla, J. (1); Espinosa Sola, J. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Cruces

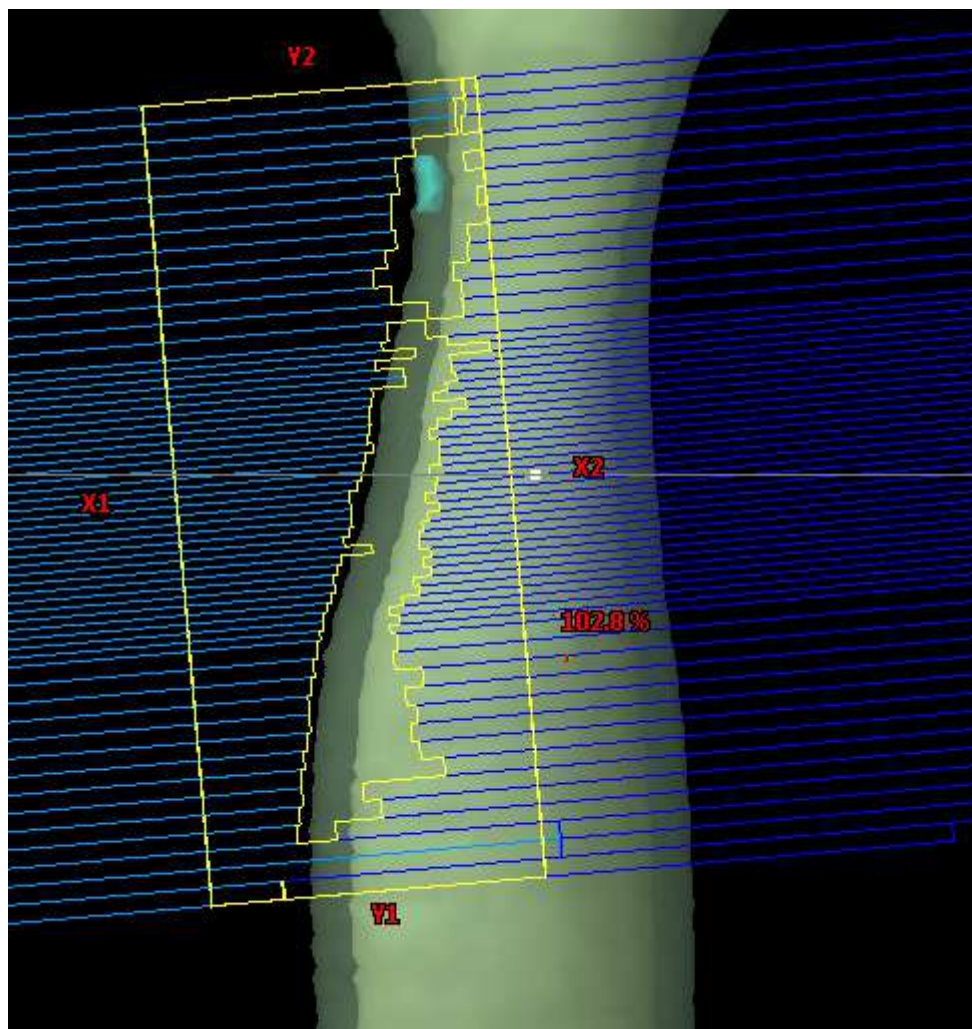
PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, KAPOSÍ, VMAT, DOSIMETRÍA

### INTRODUCCIÓN

Se presenta el caso de un tratamiento con Radioterapia mediante VMAT en un sarcoma de Kaposi con afectación en piel confinado a extremidades inferiores.

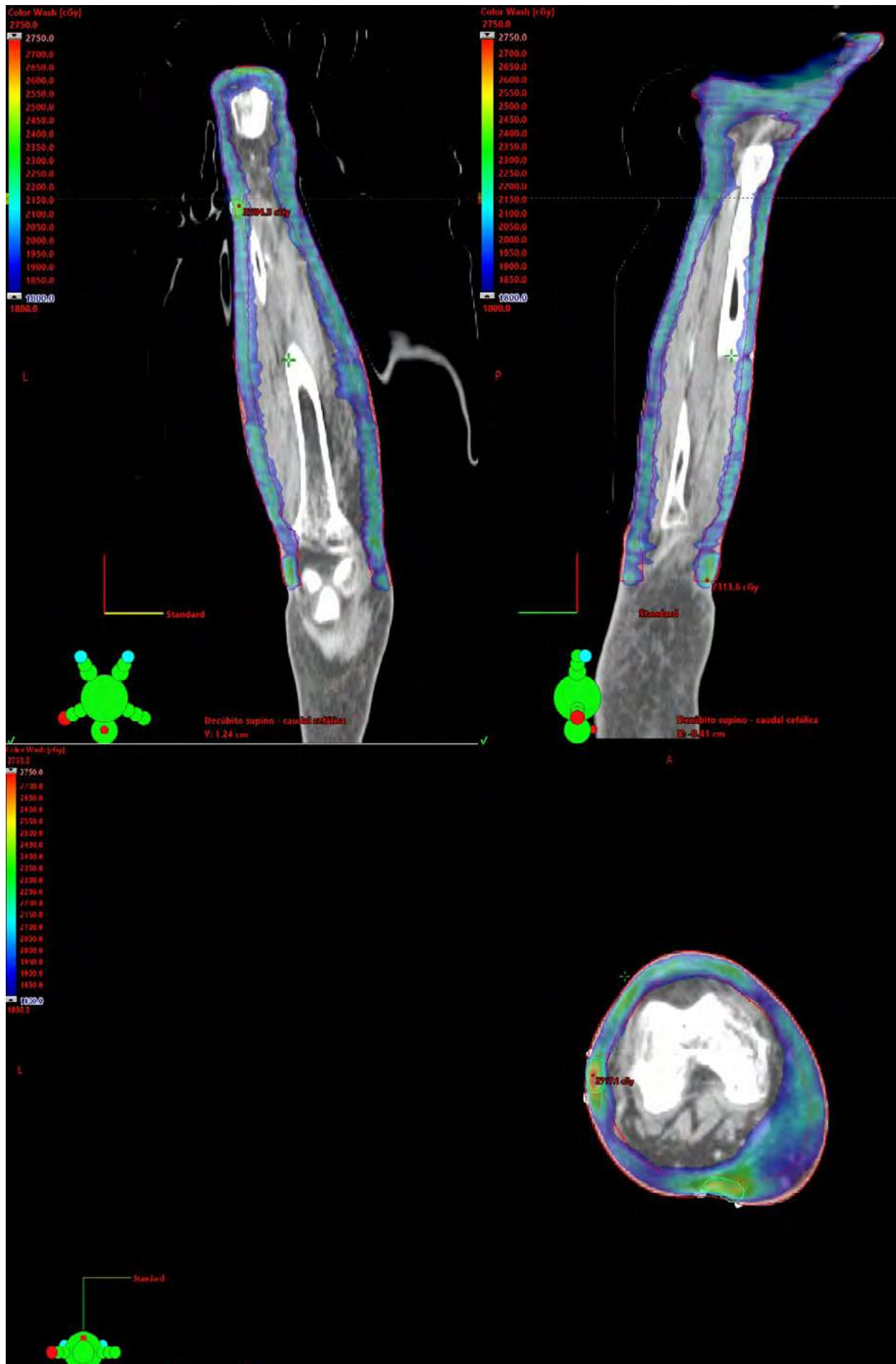
### MATERIAL Y MÉTODOS

Paciente de 93 años de edad diagnosticada de un Sarcoma de Kaposi mediante biopsia confinado a la extremidad inferior izquierda con infiltración dérmica que asociaba varios nódulos dispersos de progresión rápida y edema con dolor. El objetivo del tratamiento era la disminución del edema y alivio del dolor. La prescripción de la dosis fue 20Gy a toda la piel de la extremidad y un boost integrado de 25Gy sobre los nódulos en 5 sesiones y como órganos de riesgo la zona interior de la pierna, la tibia y el peroné. Se buscó cumplir una prescripción de al menos el 95% del volumen para el 90% de la dosis de prescripción, los puntos calientes se limitaron al 110% de la dosis de prescripción. Se realizó una dosimetría con VMAT con el planificador Eclipse (Varian Medical System) calculando con AcurosXB\_15.6.03. El tratamiento fue impartido en un acelerador Varian TrueBeam STx con MLC-HD. La longitud del PTV es de 46 cm y fue necesario usar 3 isocentros dado el tamaño máximo del MLC-HD (21 cm), se usaron dos arcos de VMAT con energía 6FFF, para aprovechar su mayor tasa, en cada isocentro con giros de colimador de 10° y 350°, mordazas asimétricas fijas para tratar solo la parte del PTV (ver figura1). El solapamiento de campos entre isocentros es de 3 cm para tener una transición suave y evitar zonas de infra y sobredosificación. Se le inmovilizó la pierna poniéndola más alta que la otra para evitar entradas de dosis por esta. Se le realizó imagen Kv-CBCT cada día en cada uno de los isocentros para verificar posicionamiento.



## RESULTADOS

Se obtuvo una cobertura del 93.7 % para el 90% de la dosis de prescripción (18Gy) en el PTV, la parte más cercana del PTV a la piel tiene el problema de que no recibe dosis debido al efecto build-up sin embargo se descartó usar bolus por la dificultad de cubrir toda la pierna, el PTV menos 2 mm de piel tiene una cobertura del 98.9% para el 90% de la dosis de prescripción (18Gy). Para el boost menos 2 mm de piel tenemos una cobertura del 98.5% para el 90% de la prescripción (22,5Gy). En la figura 2 se puede ver la distribución de dosis para distintas proyecciones. Se minimizo la dosis en hueso (tibia y peroné) y compartimento interior obteniendo 6.1 10.7 y 11,5 Gy de media respectivamente.





## CONCLUSIONES

Es posible conseguir un plan dosimétrico sobre la piel en extremidades inferiores con un objetivo paliativo evitando el compartimento interior óseo con técnicas de VMAT. Se emplearon fotones en lugar de electrones según la bibliografía revisada (1)(2)

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> (1) FERINI G, VALENTI V, PULIAFITO I, ILLARI SI, MARCHESE VA, BORZÌ GR. VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY CAPABILITIES FOR TREATING LOWER-EXTREMITY SKIN AFFECTED BY SEVERAL MERKEL CELL CARCINOMA NODULES: WHEN TECHNOLOGICAL ADVANCES EFFECTIVELY ACHIEVE THE PALLIATIVE THERAPEUTIC GOAL WHILE MINIMISING THE RISK OF POTENTIAL TOXICITIES. MEDICINA (KAUNAS). 2021 DEC 18;57(12):1379. DOI: 10.3390/MEDICINA57121379. PMID: 34946324; PMCID: PMC8703259.

<sup>2</sup> (2) NICOLINI G, ABRAHAM S, FOGLIATA A, JORDAAN A, CLIVIO A, VANETTI E, COZZI L. CRITICAL APPRAISAL OF VOLUMETRIC-MODULATED ARC THERAPY COMPARED WITH ELECTRONS FOR THE RADIOTHERAPY OF CUTANEOUS KAPOSÍ'S SARCOMA OF LOWER EXTREMITIES WITH BONE SPARING. BR J RADIOL. 2013 MAR;86(1023):20120543. DOI: 10.1259/BJR.20120543. EPUB 2013 FEB 7. PMID: 23392192; PMCID: PMC3608058.

# DOSIMETRÍA IN VIVO: PRIMEROS HALLAZGOS EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

Galiano Fernández, P. (1); García Fuentes, J. D. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Williamson Puente, S. (1); García- Vicente, F. (1); Cámara Gallego, M. (1); Capuz Suárez, B. (1); Sevillano Martínez, D. (1); Morís Pablos, R. (1); Chillida Rey, R. (1); Béjar Navarro, M. J. (1); Prieto Morán, D. (1)

(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

## INTRODUCCIÓN

Desde la implantación de un sistema de dosimetría in vivo (SDIV) en nuestro servicio, se realizan diariamente verificaciones de los tratamientos impartidos en el acelerador, con el fin de verificar la correcta administración de los tratamientos. En repetidas ocasiones se han encontrado diferencias notables entre la dosis reconstruida por el SDIV y el tratamiento planificado. Esto nos ha llevado a descubrir un patrón, el cual mostramos a través de un caso clínico (en el que las verificaciones mostraban diferencias notables con el tratamiento planificado).

## MÉTODOS

El SDIV empleado ha sido Epigray 2.0.10.6 (Dosisoft, Cachan, Francia) implementado en un LINAC Elekta Infinity (Stockholm, Sweden). El sistema de planificación (TPS) empleado ha sido Pinnacle (Phillips, Eindhoven, Países Bajos).

Tras varias sesiones, se observó un paulatino aumento de la diferencia en porcentaje de dosis entre la dosimetría del TPS y la registrada por Epigray (Figura 1). Mediante la visualización de CBCTs diarios, se observó una disminución de la masa tumoral. Para valorar una posible replanificación, se realizó un nuevo CT y se volcaron los haces del plan de tratamiento inicial sobre este CT interfacción.

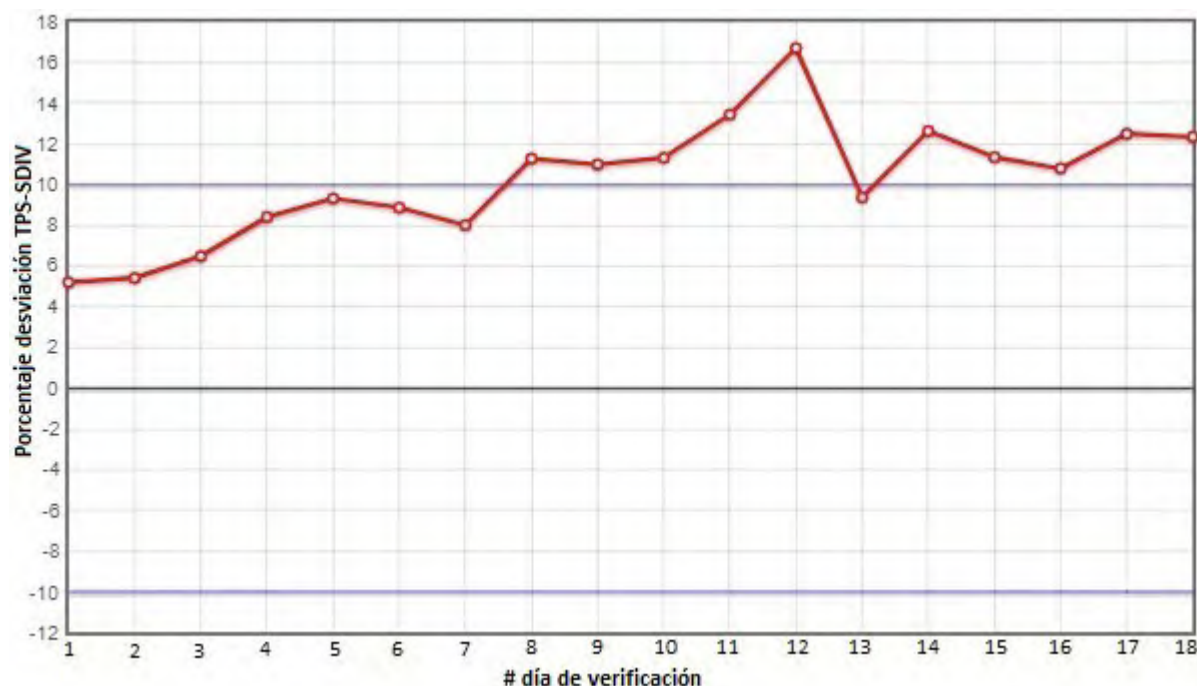


FIGURA 1. Evolución diaria del porcentaje de desviación entre TPS-DIV.

## RESULTADOS

Los parámetros dosimétricos se presentan en la tabla 1.

| Contorno | Parámetro | CT inicial | CT interfreción |
|----------|-----------|------------|-----------------|
| PTV66    | V95 (%)   | 99,3       | 99,0            |
|          | V107 (%)  | 0,03       | 0,05            |
|          | D95 (Gy)  | 64,1       | 64,4            |
| Pulmones | V20 (%)   | 28,3       | 31,2            |
| Corazón  | Dmed (Gy) | 8,4        | 12,5            |
|          | V30 (%)   | 6,6        | 12,9            |
| Médula   | Dmax (Gy) | 46,0       | 46,9            |
| Esófago  | V35 (%)   | 9,10       | 11,1            |

TABLA 1. Comparativa de los parámetros dosimétricos empleando los haces de planificación iniciales sobre el CT de planificación inicial y otro CT interfreción.

En cuanto a los parámetros dosimétricos de cubrimiento del volumen blanco, no se observan diferencias relevantes. Asimismo, la dosis que reciben los órganos de riesgo es similar a excepción del corazón. Se observa que, a medida que el tumor reduce su tamaño, existe menos atenuación de radiación hacia el corazón, lo cual explica el aumento de dosis en corazón en el segundo CT.

## DISCUSIÓN

Como consecuencia de la disminución de la masa tumoral, la morfología del paciente fue cambiando durante el tratamiento, pero, aunque podrían esperarse cambios dosimétricos significativos debido a la reducción de la masa tumoral, que conlleva una diferencia de atenuación, no se han observado diferencias drásticas.

Aunque el SDIV alerte sobre posibles desviaciones en la dosis impartida respecto a la planificada, tales alertas del sistema deben ser tomadas con cautela y analizadas rigurosamente antes de tomar decisiones acerca de los tratamientos. Por ello, es importante fijar unos niveles de tolerancia adecuados en la diferencia porcentual entre TPS-SDIV, para que el SDIV no genere alertas erróneas.

## CONCLUSIONES

La implantación de un SDIV es una herramienta adicional de control dosimétrico en la línea de una mejora continua en la calidad de los tratamientos radioterápicos y garantizar la seguridad del paciente. Es importante combinar esta información con otras



que tenemos a nuestra disposición para que, en caso de requerirse un cambio en el tratamiento, se tome la decisión más favorable para el paciente.

## ¿ES NECESARIO INCREMENTAR EL MUESTREO DE LA TABLA DE FACTORES DE CAMPO PARA MEJORAR LA EXACTITUD DEL MODELADO DEL ALGORITMO ACUROS XB?

Conles Picos, I. (1); Aparicio Martín, A. R. (1); Cesteros Morante, M. J. (1); Antón García, D. (1); Barrio Lazo, F. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de León

PALABRAS CLAVE: FACTORES DE CAMPO; MODELADO ALGORITMO DE CÁLCULO; ECLIPSE; ACUROSXB; CAMPOS PEQUEÑOS

### INTRODUCCIÓN

El proceso de instalación de un nuevo acelerador lineal conlleva no solo la aceptación y establecimiento del estado de referencia inicial, sino también el modelado y comisionado del sistema de planificación. Una de las medidas necesarias para generar el modelo de cálculo es la tabla de factores de campo, que para campos pequeños (menores de 3x3) experimenta cambios abruptos. El manual de configuración de los algoritmos de Eclipse para fotones, recomienda introducir los factores de campo desde tamaños de 3x3cm<sup>2</sup> hasta el máximo tamaño administrable por el acelerador (40x40cm<sup>2</sup>), aunque permite la introducción de tamaños de campo menores si se desea. Conocer previamente el número y las características de las medidas necesarias de factores de campo que deben realizarse para alcanzar la máxima exactitud del modelo de cálculo ahorrará tiempo y trabajo.

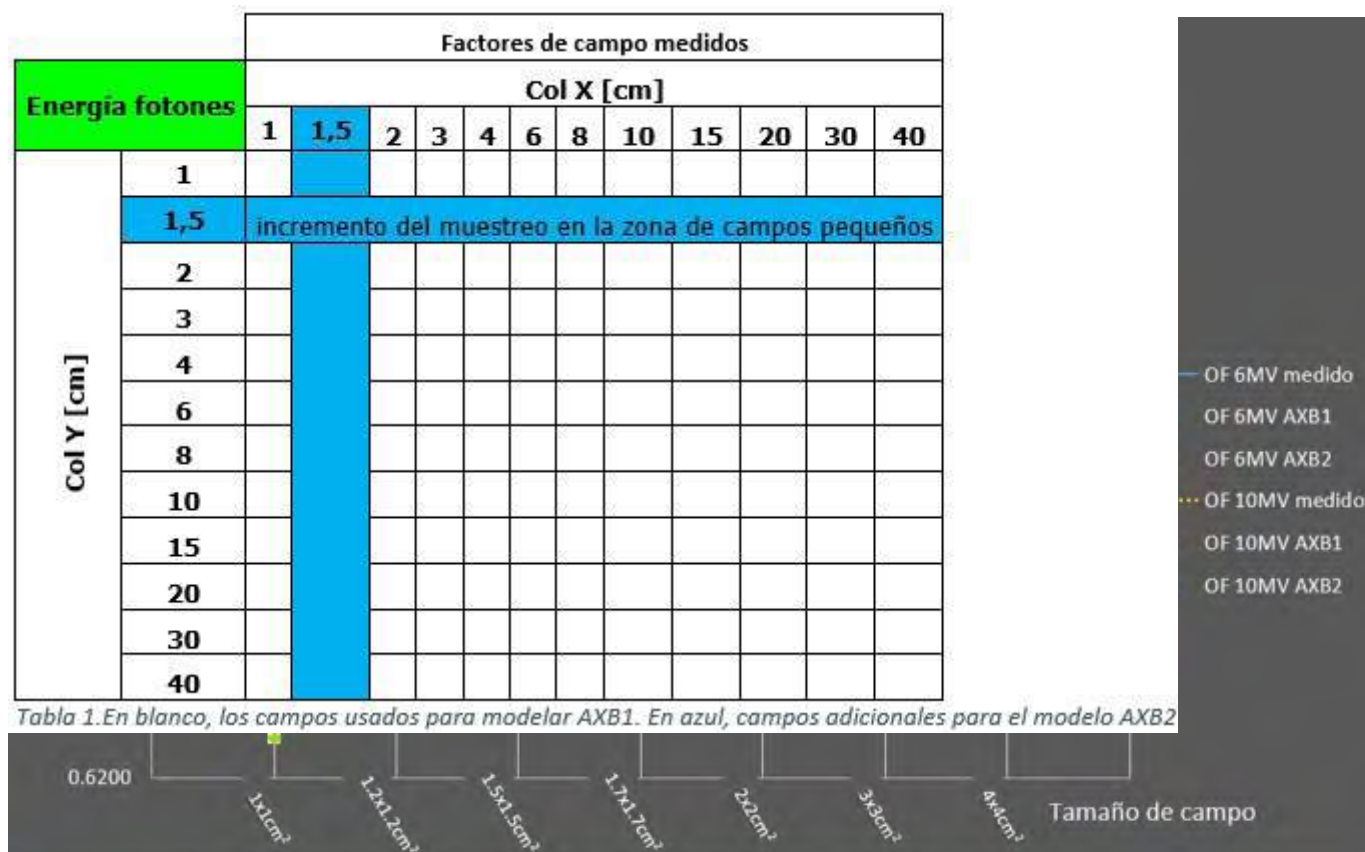
### MATERIAL Y MÉTODO

Medimos los factores de campo para un acelerador TrueBeam, MLC NDS120HD (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) con una cámara microDiamond SN60019 de PTW a 10cm de profundidad, DFS=100cm, aplicando las recomendaciones y correcciones establecidas por el TRS-483 (IAEA).

Modelamos 2 algoritmos Acuros XB v15.6 del planificador EclipseTM (Varian, Palo Alto) para cada una de las energías de fotones disponibles (6MV, 10MV, 6MV FFF y 10MV FFF). Para configurar el primer modelo (AXB1) introducimos menos factores de campo que para configurar el segundo (AXB2), para el que incrementamos el muestreo en la zona de campos pequeños (tabla1).

Con cada uno de los algoritmos AXB1 y AXB2, calculamos una serie de tamaños de campo con 100UM, DFS=100cm, gantry y colimador a 0°, malla de cálculo de 1,25mm y dosis en medio, sobre un maniquí virtual de agua. Obtenemos la dosis absorbida a 10cm de profundidad para cada uno de los campos y calculamos factores de campo ofrecidos por el planificador para cada modelo de cálculo. Comparamos factores de campo medidos con los calculados en el planificador.





Gráfica 1: Valores de factores de campo medidos y calculados para diferentes tamaños de campo y energías de 6MV y 10MV.

## DISCUSIÓN

Apenas hay diferencias entre los algoritmos generados con ambas tablas de factores de campo.

## CONCLUSIONES

No es necesario incrementar el muestreo de los factores de campo en campos pequeños al modelar el algoritmo Acuros XB ya que no mejora la exactitud del cálculo de dosis absorbida en campos pequeños.

# LAS SIMULACIONES MC EN LAS VERIFICACIONES PRETRATAMIENTO

Pizarro Trigo, F. (1); Martín Albina, M. L. (1); Morillas Ruiz, J. (1); Núñez Martínez, L. (1); Sánchez Jiménez, J. (1); Bengoechea Álvaro, D. (1); Cepas Arroyo, T. (1); Pérez Urbón, I. (1); Zaballos Carrera, S. (1)  
(1) Hospital Universitario De Burgos

## INTRODUCCIÓN

Las verificaciones pretratamiento de dosis absorbidas<sup>1</sup>, para planes de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), realizadas sobre maniqués homogéneos pueden ser insuficientes en medios con grandes gradientes de densidad másica. Por otro lado, las limitaciones en resolución de los equipos de medida pueden dar lugar a pérdida de información en planes con campos muy pequeños (3x3 cm<sup>2</sup> o inferior). El objetivo de este trabajo consiste en mostrar cómo las simulaciones Monte Carlo (MC) pueden suplir dicha fuga de información en las circunstancias anteriormente mencionadas.

## MATERIALES Y MÉTODO

El simulador MC utilizado es el paquete de programas PRIMO v0.3.1.1772 basado en el código PENELOPE2. El maniquí utilizado es el OCTAVIUS 4D de PTW, maniquí homogéneo de un material equivalente a agua y que cuenta con un alojamiento para detectores. Como detector se utilizó la matriz de cámaras OCTAVIUS DETECTOR 1600SRS de PTW cuya mejor resolución espacial es de 2.5mm.

El método consiste, por un lado, en la realización de una simulación MC, sobre las imágenes de TC de un paciente, de un plan estereotáxico con VMAT, cuyo campo es menor que  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>, utilizando el mismo archivo del plan que fue aprobado en el Sistema de Planificación de Tratamientos (SPT). Por otro lado, el mismo plan se vuelca sobre la imagen de TC del maniquí OCTAVIUS 4D, calculándose la dosis con el SPT y utilizando una resolución de cálculo de 1.25mm. Seguidamente, el fichero de dosis generado se compara con la dosis medida sobre dicho maniquí en el acelerador.

## RESULTADOS

En la figura 1 se muestra la comparación de los perfiles de dosis en los diferentes ejes del espacio entre el SPT y la simulación MC, denominados en la figura como “External” y “Reference”, respectivamente. En la FIGURA 2 se muestra la comparación del perfil de dosis sobre el eje X del plan calculado sobre el maniquí y la medida; se observa un diferente espaciado de los puntos entre lo medido y lo calculado, hecho que refleja la distinta resolución entre ambos.

FIGURA 1.

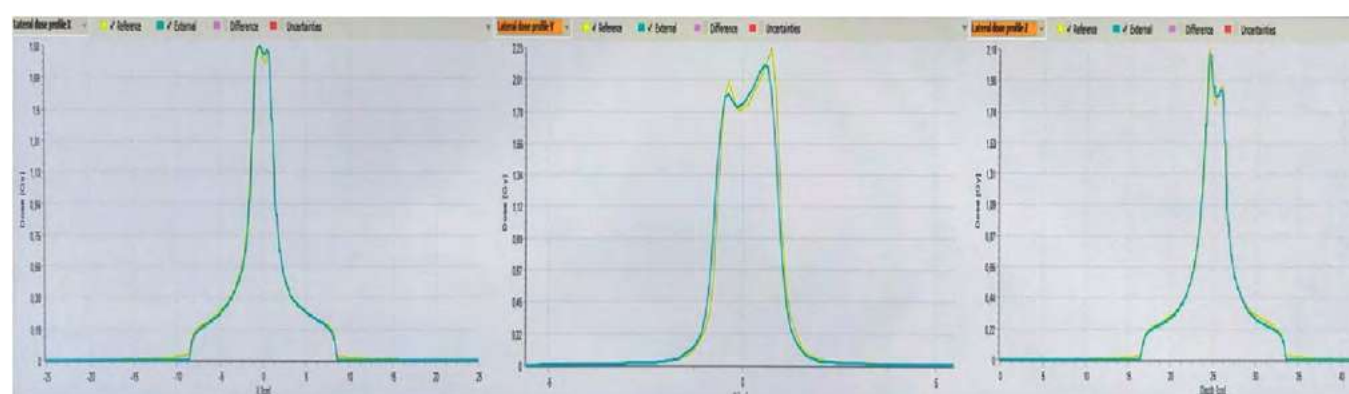
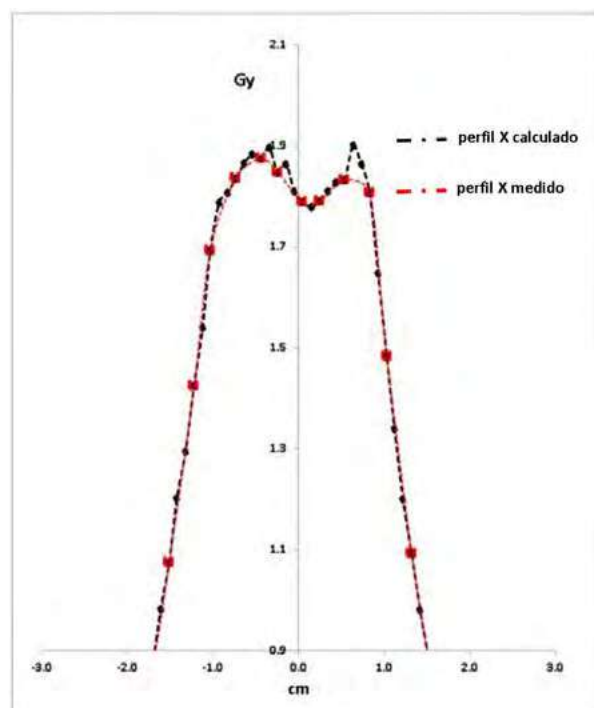


FIGURA 2.



## DISCUSIÓN

De la figura 1 observamos que existe un buen acuerdo entre la simulación MC y el plan sobre las imágenes de TC del paciente, donde se han tenido en cuenta los gradientes de densidades. Por otro lado, en la figura 2, se observa que la limitación en la resolución espacial de la medida hace perder información con respecto a lo calculado, cuya resolución es mejor. Además de esta limitación, no aporta información sobre cómo de preciso es el cálculo sobre diferentes densidades debido a la homogeneidad del maniquí.

## CONCLUSIONES

La simulación MC puede convertirse en una herramienta de verificación pretratamiento independiente<sup>3</sup> y complementaria que tiene en cuenta las diferentes densidades, sin pérdida de información en cuanto a resolución de cálculo.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS 2010 ICRU REPORT 83 PRESCRIBING, RECORDING, AND REPORTING PHOTON-BEAM INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY (IMRT).
- <sup>2</sup> RODRIGUEZ, M., SEMPAY, J., & BRUALLA, L. (2013). PRIMO: A GRAPHICAL ENVIRONMENT FOR THE MONTE CARLO SIMULATION OF VARIAN AND ELEKTA LINACS. STRAHLENTHERAPIE UND ONKOLOGIE, 189(10), 881–886. <https://doi.org/10.1007/s00066-013-0415-1>.
- <sup>3</sup> HERMIDA-LÓPEZ, M., SÁNCHEZ-ARTUÑEDO, D., & CALVO-ORTEGA, J. F. (2018). PRIMO MONTE CARLO SOFTWARE BENCHMARKED AGAINST A REFERENCE DOSIMETRY DATASET FOR 6 MV PHOTON BEAMS FROM VARIAN LINACS. RADIATION ONCOLOGY, 13(1). <https://doi.org/10.1186/s13014-018-1076-0>



## CÁLCULO DEL TEST GAMMA USANDO MODELOS MACHINE LEARNING

Honorato Hernández, S. (1); Castro Tejero, P. (1); Hernández González, D. (1); Roch González, M. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Simón de Blas, R. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: MACHINE LEARNING, TEST GAMMA, INTELIGENCIA ARTIFICIAL

### INTRODUCCIÓN

El test gamma es un método cuantitativo para evaluar las diferencias entre la distribución de dosis a administrar al paciente durante el tratamiento frente a la distribución de dosis obtenida en el sistema de planificación del tratamiento.

El objetivo de este trabajo es desarrollar un modelo de Machine Learning para predecir si un tratamiento planificado superará o no el test, sin necesidad de administrarlo sobre una matriz de detectores en la unidad de tratamiento.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron un total de 198 tratamientos, 128 de los cuales verificaron en el detector ArcCheck modelo 1220, analizando los parámetros 3%/3mm y 2%/2mm del test gamma. Los 70 tratamientos restantes se verificaron en el detector SRS MapCheck modelo 1179, colocado en el maniquí StereoPHAN, analizando los parámetros 3%/1mm y 2%/1mm del test gamma.

El trabajo se ha realizado utilizando la librería scikit-learn en Python 3.9.13, con los siguientes métodos de aprendizaje supervisado para regresión: regresión lineal, máquina de vectores soporte (kernels lineal, polinómico de grado 2, polinómico de grado 3 y función de base radial (RBF)) y árbol de decisiones.

El entrenamiento y la validación se han realizado mediante K-fold Cross-Validation (10 hojas) utilizando el 90% de los tratamientos, reescalando y analizando los siguientes parámetros de complejidad: Mean Gap (Gap medio de MLC en mm), Q1 Gap (primer cuartil del GAP de MLC), Mean TGi (índice medio de Tongue and Groove), TGi Ratio (relación entre MeanTGi y Mean Gap), Mean MLC Speed (velocidad media de todas las láminas en el campo (cm/s)), MLC Speed Mod (variación media de las velocidades del MLC), Mean GS (velocidad media del gantry (deg/s)), GS Modulation (variación total de la velocidad del gantry), Mean RR (tasa de dosis media (MU/min)) y RR modulation (variación total de la tasa de dosis).

El 10% restante de los datos se ha utilizado para probar los modelos con menor RMSE.

### RESULTADOS

Tras entrenar los modelos de regresión, los valores de RMSE más bajos se obtienen para el árbol de decisión de profundidad 5 para 3%/3mm, el árbol de decisión de profundidad 2 para 2%/2mm y la máquina de vectores soporte con kernel RBF para 3%/1mm y 2%/1mm. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 1.

|                                    | RMSE tras K-fold Cross Validation |        |        |        |
|------------------------------------|-----------------------------------|--------|--------|--------|
|                                    | 3%/3mm                            | 2%/2mm | 3%/1mm | 2%/1mm |
| Regresión lineal                   | -0,70                             | -2,09  | -2,68  | -5,44  |
| SVR con núcleo lineal              | -0,65                             | -2,05  | -2,00  | -4,53  |
| SVR con núcleo polinómico de grado | -0,60                             | -1,92  | -2,19  | -5,16  |
| SVR con núcleo polinómico de grado | -0,79                             | -2,30  | -2,46  | -5,53  |
| SVR con núcleo RBF                 | -0,62                             | -1,98  | -1,89  | -4,29  |
| Árbol de decisiones                | -0,53                             | -1,86  | -2,69  | -5,97  |

Tabla 1. RMSE para cada modelo tras K-fold Cross Validation

En la fase de test, los valores de RMSE obtenidos para los modelos que obtuvieron los mejores valores de entrenamiento son 0,38 para 3%/3mm, 1,18 para 2%/2mm, 2,50 para 3%/1mm y 4,48 para 2%/1mm. Los resultados se muestran en la tabla 2.



|                                     | RMSE tras test |        |        |        |
|-------------------------------------|----------------|--------|--------|--------|
|                                     | 3%/3mm         | 2%/2mm | 3%/1mm | 2%/1mm |
| Árbol de decisiones (profundidad 5) | -0,70          | -2,09  | -2,68  | -5,44  |
| Árbol de decisiones (profundidad 2) | -0,65          | -2,05  | -2,00  | -4,53  |
| SVR con núcleo RBF                  | -0,60          | -1,92  | -2,19  | -5,16  |

Tabla 2. RMSE para cada modelo elegido tras realizar el test

## DISCUSIÓN

Los modelos obtenidos son lo suficientemente buenos como para constituir un primer filtro tras la planificación, permitiendo estimar el test gamma y realizar correcciones en la planificación para reducir la complejidad si es necesario.

## CONCLUSIONES

A pesar de poder realizar un primer filtro con el modelo de ML, estos resultados en ningún caso pueden sustituir a las mediciones realizadas por un conjunto de detectores en la unidad de tratamiento.

# VERIFICACIONES EXTERNAS EN DOSIMETRIA RELATIVA 3D MEDIANTE UN MAQUINI ANTROPOMORFO PERSONALIZADO PARA RADIOCIRUGIA

García Baltar, J. A. (1); Sedano Ferreras, P. (1); Vicente Hernandez, F. J. (1)

(1) HC Marbella International Hospital

PALABRAS CLAVE: PSEUDOPATIENT, RADIOCIRUGÍA, SRS, DQA, AUDITORIA

## INTRODUCCIÓN

Para asegurar la calidad de los tratamientos de radiocirugía, especialmente en la verificación de cada tratamiento debido al uso de técnicas moduladas (IMRT helicoidal con campo de 1 cm), se ha incorporado en nuestro centro un control dosimétrico 3D, en un maniquí antropomorfo personalizado, impreso a partir del CT de cabeza del paciente que va a ser tratado.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La experiencia se realiza con un equipo de tomoterapia de última generación, Radixact 2.0, y un planificador RayStation v10A-12A. El maniquí es el PseudoPatient de la empresa RTSafe que es una copia exacta del paciente tanto geométrica como desde el punto de vista de las densidades utilizadas. Se imprime en densidad hueso para luego rellenarse de polímero dosimétricamente sensible, hasta el rango de la radiocirugía (aproximadamente 20 Gy). Un resumen del proceso es el siguiente: realización de la inmovilización (máscara en dos partes Q-fix) para radiocirugía, simulación del paciente en PET-CT Siemens-Biograph-Horizon-32, envío de la imágenes DICOM al fabricante del maniquí, tras recibir el maniquí se procede a irradiarlo como si del paciente se tratase, al día siguiente se realiza una secuencia específica dosimétrica en una RMN Siemens-Magnetom-Skyra-3T y otra secuencia diagnóstica de cráneo para comprobación geométrica inmediata. Tras realizar la RNM, se le envía al fabricante para su análisis, recibiendo un informe completo tanto cualitativo como cuantitativo con perfiles, planos e histogramas de los PTVs y OARs a valorar.

## RESULTADOS

Se han radiado cuatro maniqués con resultados óptimos. El primero de ellos tenía cinco lesiones, un schwannoma de nervio óptico del paciente impreso y otras lesiones ficticias para comprobar el desempeño. El segundo era un lecho post-quirúrgico (previa metástasis) grande, así que recibió hipofraccionamiento. El tercero eran cinco metástasis a dosis de 18-20-22 Gy. El cuarto ha sido una sexta metástasis del anterior paciente a 20 Gy, en un área que apenas había recibido 1-2 Gy. En algunos casos se fraccionó el tratamiento en dos sesiones impartidas consecutivamente por causas operativas, comodidad del paciente, y nos beneficiaba para no superar los 20 Gy en el gel dosimétrico. Todos los pacientes fueron tratados con éxito tras los buenos resultados de las medidas realizadas con ArcCheck, cámara de ionización, y película radiocrómica (esta última en proceso de implantación), y el maniquí antropomorfo que se trata en este estudio.

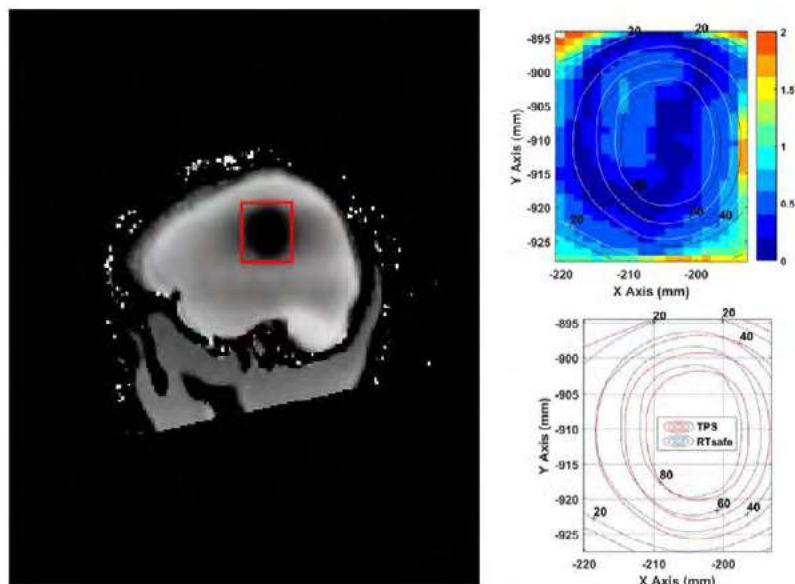


## DISCUSIÓN

En todos ellos se han obtenido datos cualitativos y cuantitativos coherentes y dentro de la precisión esperada para la técnica que se está utilizando. Creemos que este método de verificación de pacientes de forma tan personalizada añade seguridad y tranquilidad tanto al paciente como al equipo sanitario implicado en la radiocirugía, y puede ser una forma de “auditoria” externa para cada paciente tratado, sin añadir un sobrecoste excesivo.

## CONCLUSIONES

Con estos resultados, esta verificación ya pertenece al protocolo de SRS de HC Marbella International Hospital. Esperamos tener más datos y refinar el procedimiento con la inestimable colaboración del fabricante en cuanto a los informes, índices a manejar, y la impresión del maniquí.



Ejemplo del informe

|                                           | PP3 SUP (%) | PP3 INF (%) |
|-------------------------------------------|-------------|-------------|
| CI Semiflex 3D                            | -0.2        | -3.2*       |
| Arccheck TH 10%, GI 2%, 2mm               | 99          | 98          |
| Film TH 30%, GI 2%, 2mm                   | 95          | 97          |
| PseudoPatient 1D TH 1Gy, GI 5%, 2mm       | >90         | >99         |
| PseudoPatient 3D V95% (normalizado a V50) | >92         | >92         |

\*punto de medida en D<25%

Extracto resultados

## REFERENCIAS

- KALAITZAKIS, G., PAPANIKOLAOU, N., BOURSANIS, T., PAPPAS, E. P., LAHANAS, V., MAKRIS, D., STATHAKIS, S., WATTS, L., EFSTATHOPOULOS, E., MARIS, T. G., & PAPPAS, E. (2016). A QUALITY ASSURANCE TEST FOR THE VALIDATION OF THE SPATIAL AND DOSIMETRIC ACCURACY OF A NEW TECHNIQUE FOR THE TREATMENT OF MULTIPLE BRAIN MESTASTASES. *PHYSICA MEDICA*, 32, 327–328. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.EJMP.2016.07.228](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.07.228)
- MAKRIS, D. N., PAPPAS, E. P., ZOROS, E., PAPANIKOLAOU, N., SAENZ, D. L., KALAITZAKIS, G., ZOURARI, K., EFSTATHOPOULOS, E., MARIS, T. G., & PAPPAS, E. (2019). CHARACTERIZATION OF A NOVEL 3D PRINTED PATIENT SPECIFIC PHANTOM FOR QUALITY ASSURANCE IN CRANIAL STEREOTACTIC RADIOSURGERY APPLICATIONS. *PHYSICS IN MEDICINE & BIOLOGY*, 64(10), 105009. [HTTPS://DOI.ORG/10.1088/1361-6560/AB1758](https://doi.org/10.1088/1361-6560/AB1758)
- MAKRIS, D. N., ZOROS, E., BOURSANIS, T., PAPPAS, E., MARIS, T. G., & EFSTATHOPOULOS, E. P. (2018). OC-0080: DOSIMETRIC EVALUATION OF A 3D PRINTED PHANTOM FOR PATIENT-SPECIFIC PRE-TREATMENT PLAN VERIFICATION. *RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY*, 127, S39–S40. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/S0167-8140\(18\)30390-6](https://doi.org/10.1016/s0167-8140(18)30390-6)
- PAPANIKOLAOU, K., SAENZ, D., RASMUSSEN, K., KIRBY, N., STATHAKIS, S., PAPPAS, E., & LI, Y. (2018). 3D GEL DOSIMETRY FOR COMMISSIONING AND ROUTING QA IN MONO AND POLY-ISOCENTRIC SRS. *INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY\*BIOLOGY\*PHYSICS*, 102(3), E486. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.IJROBP.2018.07.1386](https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2018.07.1386)





<sup>5</sup> PAPPAS, E., MAKRIS, D., ZOROS, E., KALAITZAKIS, G., BOURSANIS, T., PAPANIKOLAOU, N., HOURDAKIS, C., ZOURARI, K., LAHANAS, V., MARIS, T., EFSTATHOPOULOS, E., & PAPPAS, E. (2018). PERSONALIZED END-TO-END QA IN CRANIAL SRS: EVALUATION OF THE PHANTOM-TO-PATIENT DOSIMETRIC EQUIVALENCY OF A 3D PRINTED PHANTOM USING FILM DOSIMETRY. INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY\*BIOLOGY\*PHYSICS, 102(3), E485–E486. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.IJROBP.2018.07.1384](https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2018.07.1384)

## COMPARACIÓN DE QA DE PACIENTES ENTRE OCTAVIUS DETECTOR 1600SRS, OCTAVIUS DETECTOR 1500 Y OCTAVIUS DETECTOR 1000SRS

Velasco Fernández, C. (1); Mosquera Cereijo, I. (1); Lusa Agüero, T. (1); Gómez Pardos, R. (2); Bonaque Alandí, J. (3); Bañó Agulló, N. (1); López Ordóñez, M. (1); Peña Zamorano, E. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia, (2) Consorcio Hospitalario General Universitario de Valencia, (3) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

PALABRAS CLAVE: QA DE PACIENTES, DETECTORES, ANÁLISIS GAMMA.

### OBJETIVO

Las matrices de detectores o arrays son ampliamente utilizados para QA de pacientes y es por eso que existen varios modelos disponibles para este propósito. El objetivo de este estudio es comparar y analizar los resultados en base a un análisis gamma de varios planes de QA de pacientes utilizando tres de estos arrays.

### MATERIALES/MÉTODOS

Se han utilizado tres arrays de PTW: OCTAVIUS Detector 1600 SRS (OD1600SRS), OCTAVIUS Detector 1500 (OD1500) and OCTAVIUS Detector 1000 SRS (OD1000SRS).

El OD1500 consta de 1405 cámaras de ionización plano-paralelas de 0.06 cm<sup>3</sup> y un tamaño de campo máximo de 27 cm x 27 cm. Por su parte, el OD1000SRS y OD1600SRS están compuestos por 977 y 1521 cámaras de ionización líquidas de 0.003 cm<sup>3</sup> y un campo máximo de 11 cm x 11 cm y 15 cm x 15 cm, respectivamente.

El OD1500 se utiliza para planes con un área de medida relativamente grande y su resolución espacial es la más baja de los tres detectores analizados. Por su parte, el OD1000SRS tiene un área activa más pequeña, pero su resolución espacial es mejor que la del OD1500, por lo que se suele usar para medir volúmenes pequeños, típicamente planes de SRS/SBRT. El último modelo disponible, OD1600SRS, está construido como una fusión mejorada de los dos anteriores.

Se han medido varios planes de QA de pacientes con estos tres arrays en un acelerador Elekta Versa HD. Dichos planes, se han dividido en dos categorías: volúmenes grandes que se han medido con el OD1600SRS, con el OD1500 y realizando un merge entre dos medidas del OD1500 con un offset de 5 mm en la dirección G-T para mejorar así su resolución espacial (OD1500HR en adelante); y volúmenes pequeños, medidos con el OD1000SRS y el OD1600SRS.

### RESULTADOS

Los resultados del análisis gamma se exponen en las tablas 1 y 2. Se ha aplicado un criterio global 2%/2mm con un umbral correspondiente al 10% del máximo de dosis.



**Tabla 1: Análisis gamma en volúmenes grandes**

| Target   | OD1600SRS                 | OD1500 HR | OD1500 |
|----------|---------------------------|-----------|--------|
|          | $\gamma$ (Global; 2%,2mm) |           |        |
| Prostate | 99,7%                     | 97,8%     | 96,4%  |
| Prostate | 99,3%                     | 97,6%     | 94,2%  |
| Prostate | 99,6%                     | 97,4%     | 95,8%  |
| Prostate | 99,3%                     | 97,4%     | 95,9%  |
| Prostate | 99,2%                     | 97,0%     | 95,4%  |
| Prostate | 99,7%                     | 98,1%     | 97,0%  |
| Prostate | 98,7%                     | 94,7%     | 91,4%  |
| Prostate | 99,2%                     | 96,8%     | 94,6%  |
| Prostate | 98,9%                     | 97,7%     | 95,2%  |
| Rectum   | 97,1%                     | 97,6%     | 95,9%  |
| Rectum   | 99,5%                     | 98,5%     | 97,3%  |
| Rectum   | 97,6%                     | 96,3%     | 94,9%  |
| Rectum   | 99,7%                     | 98,0%     | 96,4%  |
| Rectum   | 98,2%                     | 96,4%     | 94,2%  |
| Rectum   | 98,6%                     | 95,2%     | 93,0%  |
| Rectum   | 96,2%                     | 96,7%     | 95,0%  |
| Cervix   | 98,7%                     | 96,2%     | 94,9%  |

Tras aplicar un test T de Student podemos confirmar, con un intervalo de confianza del 95%, que existen diferencias significativas entre los resultados obtenidos con OD1600SRS, OD1500 y OD1500HR a favor del primero:

- OD1600SRS vs OD1500HR: p-valor =  $4.44 \cdot 10^{-6}$
- OD1600SRS vs OD1500: p-valor =  $1.57 \cdot 10^{-8}$

**Tabla 2: Análisis gamma para volúmenes pequeños**

| Target      | OD1600SRS                 | OD1000SRS |
|-------------|---------------------------|-----------|
|             | $\gamma$ (Global; 2%,2mm) |           |
| Prostate    | 99,3%                     | 98,6%     |
| ORL         | 99,2%                     | 99,4%     |
| Spinal SBRT | 93,8%                     | 95,2%     |
| Lung SBRT   | 99,9%                     | 99,9%     |
| Lung SBRT   | 99,8%                     | 98,5%     |
| Lung SBRT   | 93,1%                     | 94,9%     |
| Lung SBRT   | 99,9%                     | 100,0%    |
| Lung SBRT   | 100,0%                    | 99,9%     |
| Spinal SBRT | 99,6%                     | 99,8%     |
| Lymph node  | 99,8%                     | 99,8%     |
| Spinal SBRT | 99,2%                     | 99,8%     |
| Liver SBRT  | 97,9%                     | 94,8%     |

Sin embargo, no se encuentran diferencias significativas entre el OD1600SRS y el OD1000SRS en volúmenes pequeños:

- OD1600SRS vs OD1000SRS: p-valor = 0.42

## CONCLUSIÓN

Se han encontrado diferencias en el análisis gamma de los planes correspondientes a volúmenes grandes de hasta un 7,3% entre el OD1500 y el OD1600SRS a favor de este último.

En volúmenes pequeños, la comparación del análisis gamma no muestra diferencias significativas entre el OD1600SRS y el OD1000SRS.

Podemos concluir, por tanto, que para un proceso eficiente de QA de pacientes, el OD1600SRS ofrece los mejores resultados independientemente del volumen del target.

## EVALUACIÓN DE LA INFLUENCIA EN EL CT DE PLANIFICACIÓN Y EN LA DOSIMETRÍA DE DIFERENTES SISTEMAS DE INMOVILIZACIÓN DEL PACIENTE PARA TRATAMIENTOS DE SBRT

Candón González, C. L. (1); Rodríguez Rodríguez, C. (1); Jiménez López, M. D. P. (1); Vázquez Camello, V. (1); Cantarero Valenzuela, N. (1); López Fernández, A. (1)

(1) Hospital Universitario de Fuenlabrada

PALABRAS CLAVE: SBRT, INMOVILIZACIÓN.

### INTRODUCCIÓN

Los sistemas de inmovilización mediante compresión se presentan como una forma rápida y reproducible de asegurar el posicionamiento de los pacientes y reducir los posibles movimientos involuntarios. En el momento de comenzar a utilizarlos se plantea la necesidad de evaluar cuál es su impacto en las diferentes etapas de la dosimetría.

### MATERIAL Y MÉTODOS

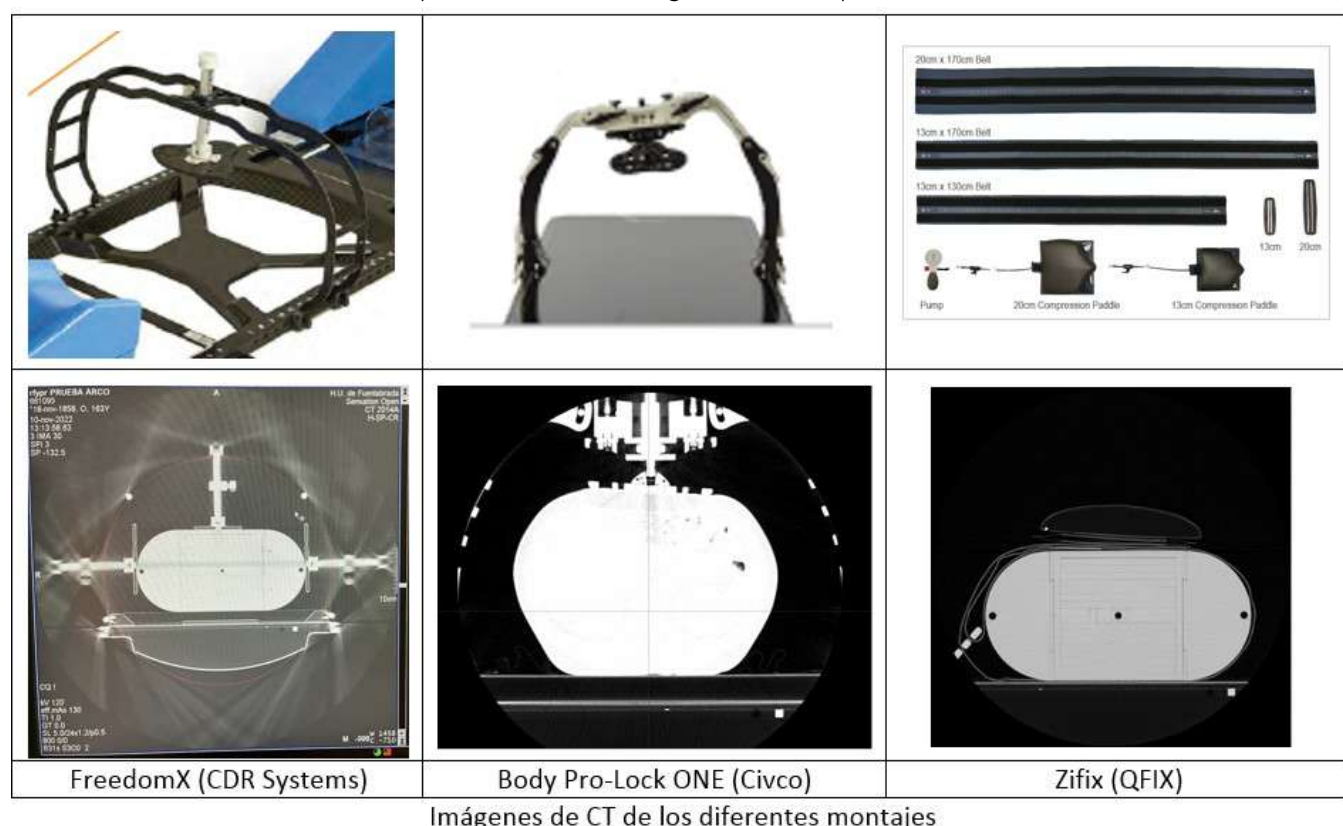
Los equipos evaluados son el Zifix (QFIX) que consta de un cinturón y una paleta de compresión con un pequeño flotador, el Body Pro-Lock ONE (CIVCO) que presenta un arco de compresión que se indexa a una tabla, y el FreedomX (CDR Systems) que se compone de un plano de indexación, un colchón y un arco de compresión.

Se utiliza un maniquí con inserto para una cámara Semiflex de PTW para simular el paciente. En primer lugar se coloca el sistema de inmovilización sobre dicho maniquí y se realiza un estudio de CT similar al usado en planificación, para evaluar si es posible visualizar todo el montaje en la imagen (se hace uso de FOV extendido) y visualizar posibles artefactos provocados por elementos más densos.

Seguidamente, se seleccionan dosimetrías de SBRT de energías 6FFF y 10 FFF para TB, planificadas con uno, dos o medios arcos en VMAT y donde no se incluye en la planificación dichos dispositivos de inmovilización. Se mide la dosis en el isocentro con el mismo montaje que en el TAC y se compara con la planificada y con la que se recibiría si no hubiera ningún elemento de inmovilización.

### RESULTADOS

A continuación se muestra un corte representativo de las imágenes de CT adquiridas:





Así como los resultados de las medidas realizadas:

| Energía del haz (MV) | Dosis planificador en el punto de medida (Gy) | Sistema | Desv.dosis planificada VS dosis medida Maniquí (%) | Desv.dosis planificada VS dosis medida Maniquí+sistema (%) |
|----------------------|-----------------------------------------------|---------|----------------------------------------------------|------------------------------------------------------------|
| 10 FFF               | 7.533                                         | QFIX    | -0.37                                              | -0.38                                                      |
|                      |                                               | CDR     | +0.22                                              | -3.11                                                      |
|                      | 14.245                                        | QFIX    | +0.19                                              | -0.06                                                      |
|                      |                                               | CDR     | +0.19                                              | -3.41                                                      |
|                      |                                               | CIVCO   | 0.03                                               | -13.60                                                     |
|                      | 7.534                                         | CDR     | +1.2                                               | -1.17                                                      |
|                      |                                               | CIVCO   | 1.04                                               | -11.06                                                     |
| 6 FFF                | 7.627                                         | QFIX    | -0.37                                              | -0.38                                                      |

## DISCUSIÓN

Como puede apreciarse en la primera tabla los elementos de inmovilización pertenecientes a CDR y CIVCO no solo sobresalen más allá del FOV extendido, sino que introducen artefactos en la imagen, con lo que no es posible incluirlos en la planificación. En el caso del cinturón de QFIX no aparecen artefactos y está totalmente incluido dentro del FOV de la imagen.

En cuanto a los resultados de las medidas, los dos arcos (CDR y CIVCO) provocan una disminución en la dosis medida apreciable, mientras que el cinturón de QFIX prácticamente no influye en los resultados de las verificaciones dosimétricas.

## CONCLUSIONES

A la luz de los resultados obtenidos, se concluye que los arcos de compresión pertenecientes a CDR y CIVCO no son compatibles en tratamientos donde el sistema de inmovilización coincida en la misma zona anatómica que la lesión a tratar, debido a que no es posible incluirlos en la imagen de planificación y atenúan significativamente desde el punto de vista dosimétrico.

En cuanto al cinturón de QFIX, su utilización es posible aunque coincida en la misma región anatómica que la lesión a tratar, ya que no introduce artefactos y su influencia dosimétrica en la planificación es despreciable.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> MANUALES SISTEMAS INMOVILIZACIÓN DE LAS DIFERENTES CASAS COMERCIALES.

# ESTIMACIÓN DEL CAMPO DE CALIBRACIÓN PARA VERIFICACIONES VMAT MEDIANTE UN SCRIPT EN PYTHON

De la Llana, V. (1); Mañeru, F. (1); Bragado, L. (1); Fuentemilla, N. (1); Pellejero, S. (1); Ronda, S. (1); Perez, F. (1); Lamaison, M. (1); Fernandez, A. (1); Caudepon, F. (1); Miquelez, S. (1)  
(1) Hospital Universitario de Navarra

PALABRAS CLAVE: VERIFICACIÓN TRATAMIENTOS, VMAT, SCRIPT, PYTHON

## INTRODUCCIÓN

Las medidas de verificación de planes VMAT con maniquí precisan de un campo de calibración que permita normalizar la distribución de dosis medida y planificada. El tamaño de este campo influye en la respuesta del detector, por lo que las dimensiones del mismo

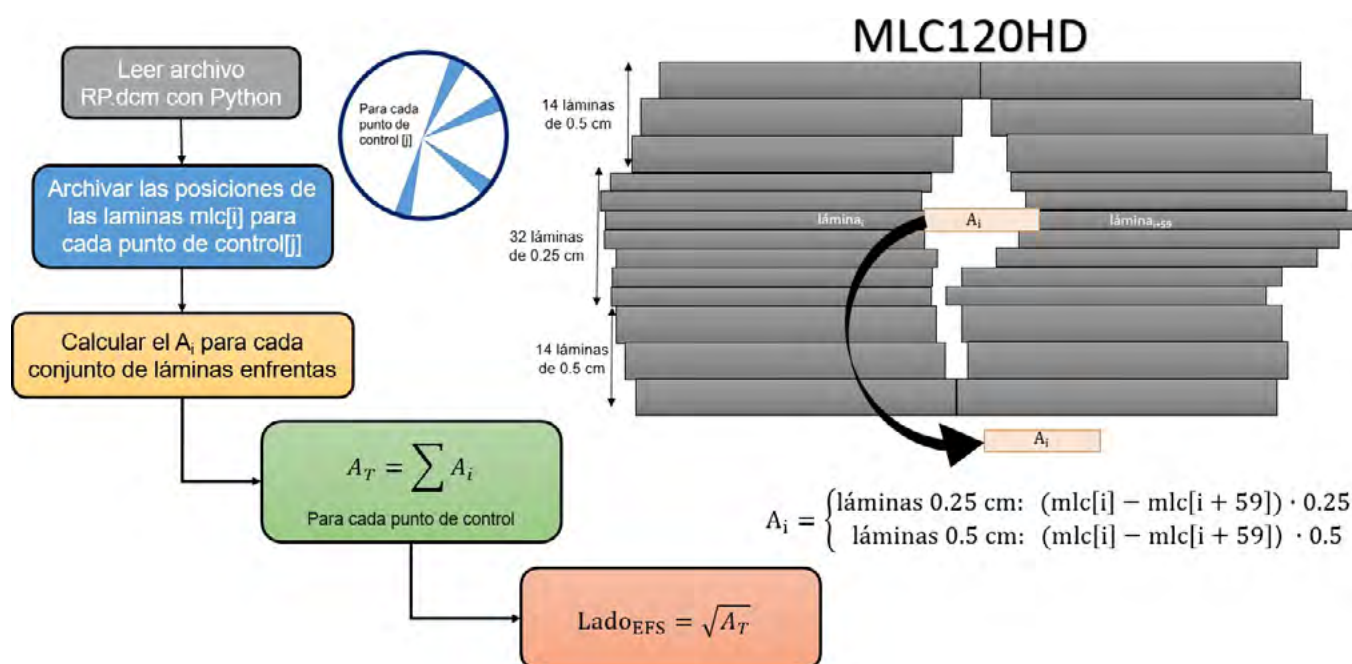


deberían ser similares a las dimensiones del tratamiento. Ante la falta de información de este parámetro en nuestro sistema de planificación (TPS), este trabajo busca estimar el campo de calibración de la planificación mediante un script en Python.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio se ha utilizado como archivo fuente, el archivo RT PLAN DICOM ("RP.dcm") exportado del TPS. Los planes corresponden a un acelerador TrueBeam SDX con multiláminas 120HD (por cada banco: 14 láminas de 0.5 cm + 32 láminas de 0.25 cm + 14 láminas de 0.5 cm).

Para estimar el campo de calibración, el script en Python archiva las posiciones de las 120 láminas para cada punto de control (por ejemplo, para los tratamientos de VMAT con arco completo se utilizan 180 puntos de control, uno cada 2°). Conociendo la anchura de cada par de láminas enfrentadas y la distancia entre ellas (diferencia entre posiciones archivadas) es posible hallar el área de cada rectángulo  $A_i$ . FIGURA 1. El campo cuadrado equivalente para cada punto de control se calcularía como la raíz de la suma de los 60 rectángulos  $A_i$  y el campo equivalente final sería el promedio de los campos equivalentes para cada punto de control.

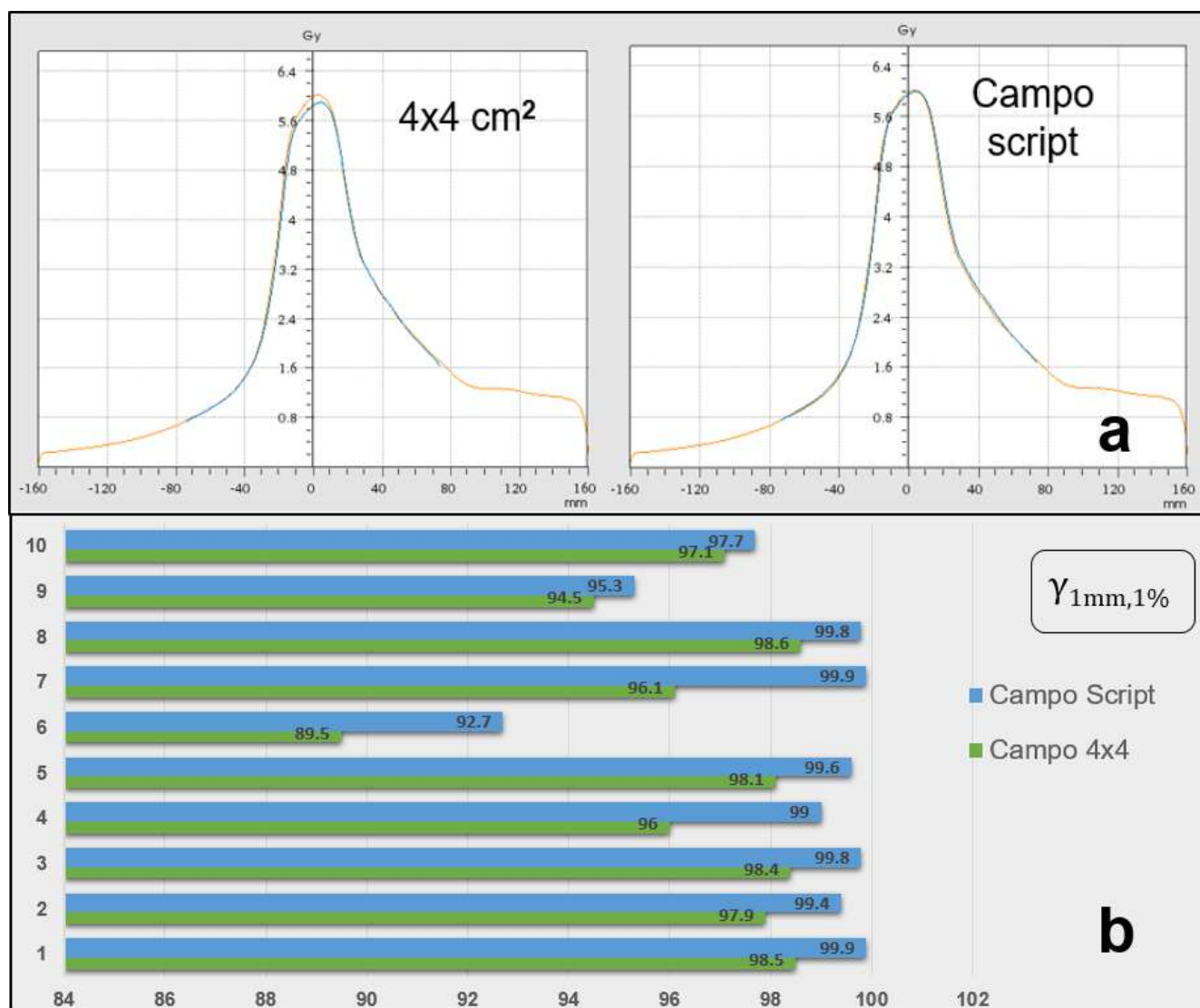


Para comprobar la implicación clínica que tiene realizar la verificación pretratamiento con un campo de calibración representativo del tamaño de campo de la planificación, se comparan matrices de dosis de 10 SBRT planificadas con técnica VMAT frente a sus medidas correspondientes de dos maneras: usando la calibración cruzada que recomienda PTW para la matriz SRS1600 (4x4 cm<sup>2</sup>) y usando la calibración cruzada específica para el campo extraído del script.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 2.a se evalúa visualmente cómo la dosis medida (línea azul) se ajusta mejor a la dosis planificada (línea naranja) cuando el campo de calibración es más acorde al tamaño de campo de la planificación.

Una vez comprobada que la calibración con el script es más correcta se analizan los resultados gamma (1mm,1%) entre la dosis planificada y la dosis medida para las 2 maneras de calibración. Se puede ver en la figura 2.b cómo la comparación entre distribuciones de dosis ofrece mejores resultados si el campo de calibración se realiza con el campo que se obtiene del script.



## CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un script en Python que permite extraer el campo de calibración para planificaciones VMAT y se ha implementado en el flujo de control de calidad de pacientes para medidas en nuestro centro con la matriz SRS1600.

Se comprueba que la utilización de un campo de calibración equivalente al campo de planificación conlleva un mejor ajuste de la normalización entre la matriz de dosis planificada y la matriz de dosis medida.





## EVALUACIÓN DE UN DOSÍMETRO DE CENTELLEO PLÁSTICO PARA LA DOSIMETRÍA IN VIVO DURANTE LA ADMINISTRACIÓN SIMULTÁNEA DE RADIACIÓN Y OBTENCIÓN DE IMÁGENES POR RM EN UN ELEKTA UNITY

Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); García Riñón, D. (1); Feijoo, M. (2); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz, (2) Blue Physics med

PALABRAS CLAVE: CENTELLEADOR, DOSIMETRÍA IN VIVO, UNITY

### INTRODUCCIÓN

En un Elekta Unity, no es posible realizar un control de calidad (CC) dosimétrico previo al tratamiento para cada sesión adaptada, puesto que el paciente está posicionado para el tratamiento. Este CC puede realizarse mediante un programa de cálculo secundario, tras la sesión de tratamiento, o confiar completamente en el comportamiento correcto del equipo.

Otra posibilidad podría ser realizar una medición in vivo de la dosis mientras se administra el tratamiento. Las cámaras de ionización actuales no pueden utilizarse mientras se adquieren imágenes por resonancia magnética (RM). Otros sistemas de dosimetría in vivo se analizan tras el tratamiento. Los centelleadores plásticos pueden ser adecuados para la dosimetría in vivo en un campo magnético. Son equivalentes a agua, independientes de la energía, la tasa de dosis, la angularidad y la presencia de un campo magnético. En este estudio se analiza el funcionamiento de un centelleador plástico como dosímetro in vivo.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado el centelleador plástico modelo 10 de Blue Physics para medir la dosis administrada durante la adquisición de imágenes de RM. El centelleador consiste en un cilindro plástico de 1 mm de diámetro y 1 mm de longitud con un volumen sensible de 0.785 mm<sup>3</sup>, alojado en una carcasa de plástico que imita una cámara de ionización semiflex 3D de PTW.

El centelleador se colocó dentro de uno de los insertos de un maniquí antropomórfico de cabeza. En el Monaco TPS (v. 5.51.11) se delineó el centelleador y se consideró como CTV. Se creó el PTV con un margen de 1 cm desde el CTV, prescrito a 10 Gy en 5 fracciones y se siguió el flujo de tratamiento normal de la Unidad.

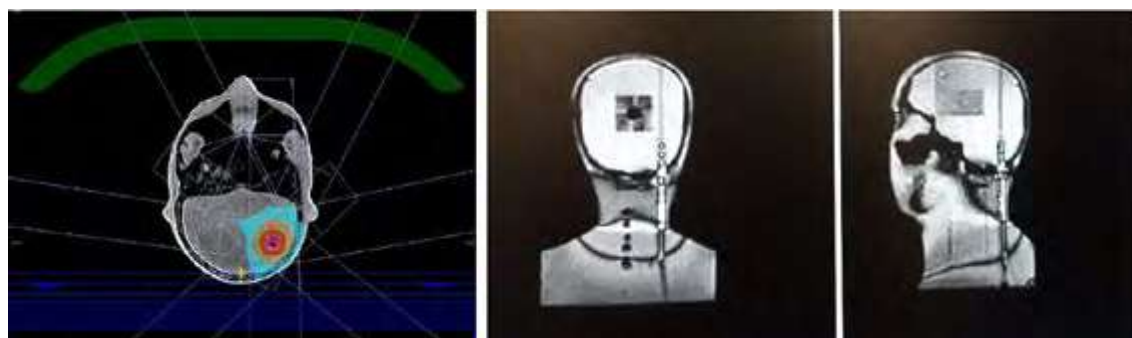


FIGURA 1. Planificación del tratamiento (izquierda). Imágenes de RM coronal y sagital tomadas durante la irradiación (derecha).

El tratamiento se administró mientras se adquiría la imagen de RM con el centelleador colocado. Se repitió el proceso con una cámara de ionización PTW semiflex 3D sin adquirir imagen para comparar.

### RESULTADOS

La TABLA 1 muestra la dosis calculada y medida con el centelleador y el semiflex. La dosis medida con el centelleador fue un 0,51% superior a la calculada, mientras que la medida con el semiflex resultó un 1% superior.



TABLA 1. Dosis calculada frente a dosis medida con el centelleador mientras se adquiere la imagen de RM y el semiflex 3D sin imagen adquirida.

| Field  | Angle | BluePhysics |         | Semiflex 3D      |             |            |         |          | Monaco     |         |          |
|--------|-------|-------------|---------|------------------|-------------|------------|---------|----------|------------|---------|----------|
|        |       | Dose (cGy)  | %       | Acc. Charge (nC) | Charge (nC) | Dose (cGy) | %       | diff (%) | Dose (cGy) | %       | diff (%) |
| 1      | 0     | 17,96       | 8,92%   | 0,312            | 0,312       | 19,06      | 9,42%   | 0,50%    | 17,18      | 8,58%   | -0,34%   |
| 2      | 51    | 30,20       | 15,01%  | 0,833            | 0,521       | 31,83      | 15,74%  | 0,73%    | 31,66      | 15,81%  | 0,81%    |
| 3      | 102   | 26,69       | 13,26%  | 1,293            | 0,46        | 28,10      | 13,89%  | 0,63%    | 30,94      | 15,45%  | 2,19%    |
| 4      | 153   | 50,10       | 24,89%  | 2,093            | 0,8         | 48,87      | 24,16%  | -0,73%   | 46,36      | 23,15%  | -1,74%   |
| 5      | 204   | 40,41       | 20,08%  | 2,735            | 0,642       | 39,22      | 19,39%  | -0,69%   | 38,86      | 19,41%  | -0,67%   |
| 6      | 255   | 15,34       | 7,62%   | 2,975            | 0,24        | 14,66      | 7,25%   | -0,38%   | 14,74      | 7,36%   | -0,26%   |
| 7      | 306   | 20,54       | 10,21%  | 3,311            | 0,336       | 20,53      | 10,15%  | -0,06%   | 20,48      | 10,23%  | 0,02%    |
| Totals |       | 201,25      | 100,00% | 13,552           | 3,311       | 202,27     | 100,00% | 0,00%    | 200,22     | 100,00% | 0,00%    |

## DISCUSIÓN

La dosis total de tratamiento se mide con sólo un 0,5% de desviación respecto a la media entre las dosis medidas y calculadas. Las mayores diferencias con Mónaco se deben a los haces que atraviesan heterogeneidades en el maniquí antropomórfico, con la densidad electrónica forzada. Las diferencias se compensan al final del tratamiento.

## CONCLUSIONES

El detector de centelleo es adecuado para la medición de dosis mientras se adquieren imágenes de RM en un Elekta Unity MR-Linac.

## REFERENCIAS

- BEDDAR AS, MACKIE TR, ATTIX FH. WATER-EQUIVALENT PLASTIC SCINTILLATION DETECTORS FOR HIGH-ENERGY BEAM DOSIMETRY: I. PHYSICAL CHARACTERISTICS AND THEORETICAL CONSIDERATIONS. PHYS MED BIOL. 1992;37(10):1883-900.
- BEDDAR AS, MACKIE TR, ATTIX FH. WATER-EQUIVALENT PLASTIC SCINTILLATION DETECTORS FOR HIGH-ENERGY BEAM DOSIMETRY: II. PROPERTIES AND MEASUREMENTS. PHYS MED BIOL. 1992;37(10):1901-13.

# INFLUENCIA DEL TAMAÑO DE CAMPO Y LA TASA DE DOSIS EN EL CONTROL DE CALIDAD ESPECÍFICO DEL PACIENTE DE RADIOTERAPIA

De la Llana, V. (1); Bragado, L. (1); Mañeru, F. (1); Fuentemilla, N. (1); Pellejero, S. (1); Lamaison, M. (1); Ronda, S. (1); Perez, F. (1); Caudepon, F. (1); Miquelez, S. (1); Fernandez, A. (1)  
(1) Hospital Universitario de Navarra

PALABRAS CLAVE: TAMAÑO CAMPO, VERIFICACIONES PRETRATAMIENTO, TASA DE DOSIS

## INTRODUCCIÓN

Las matrices de detectores son una de las herramientas más empleadas para el control de calidad específico previo a los tratamientos de radioterapia externa. En este tipo de medidas es frecuente aplicar correcciones para eliminar la influencia de factores que no son objeto del análisis. Para las matrices con cámaras líquidas usadas en nuestro centro, se ha observado una influencia significativa del tamaño de campo y la tasa de dosis, fácilmente compensables mediante la aplicación de factores de corrección.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En el Hospital Universitario de Navarra todos los pacientes que se tratan con planificación inversa conllevan una medida con maniquí Octavius4D (PTW-Freiburg, Alemania). Las medidas se realizaron con un acelerador TrueBeam SDX (Varian MS, Palo Alto, CA) con energías de 6 MV (6X y 6FFF) y tasas hasta 1400 UM/min.

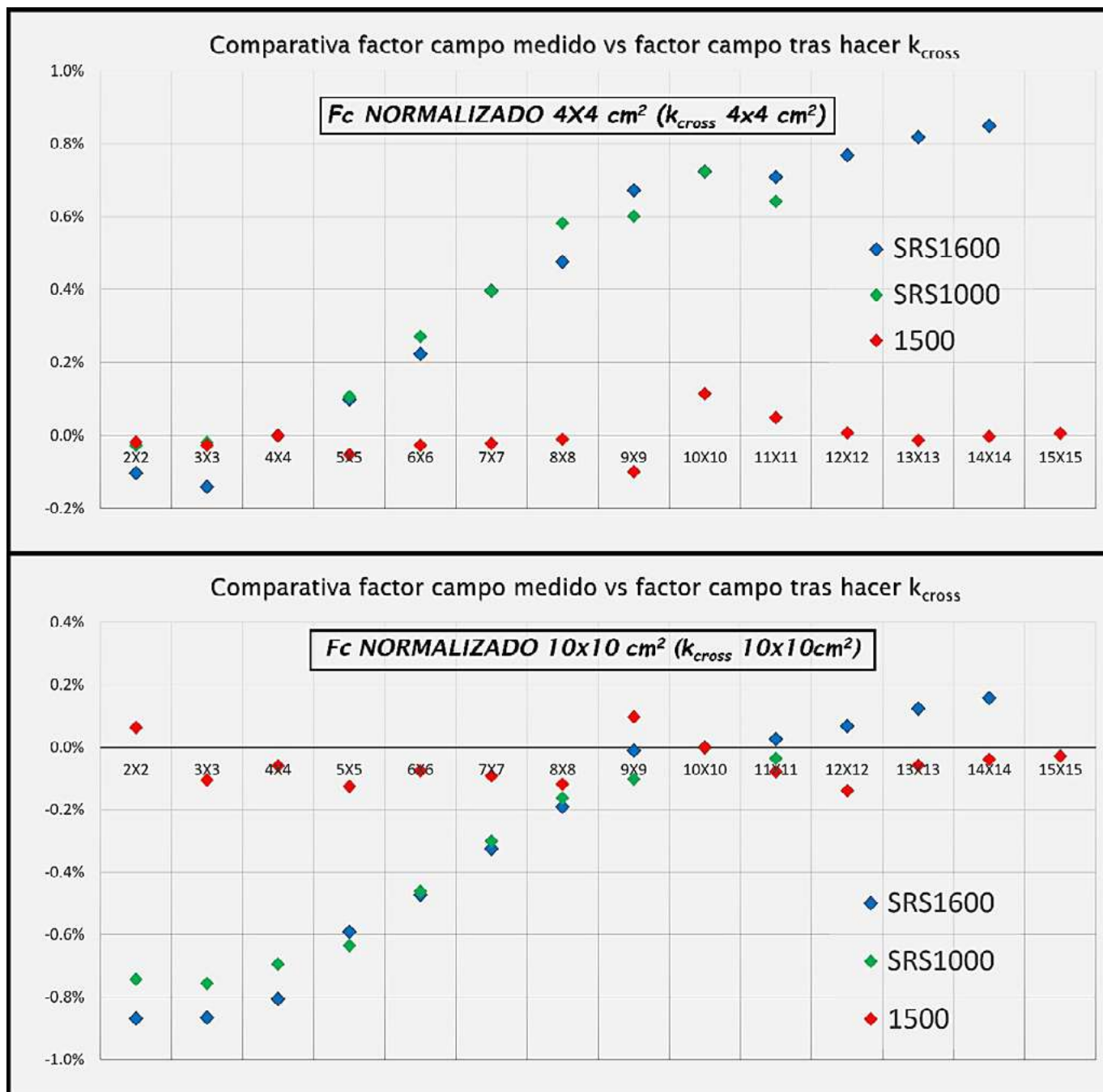
Para caracterizar el factor campo ( $F_c$ ) se irradian diferentes matrices de PTW (1500, SRS1000 y SRS160) con campos de MLC cuadrados desde 2x2 cm<sup>2</sup> hasta 15x15 cm<sup>2</sup> (las matrices SRS1000 y SRS1600 solo admiten campos hasta 12x12 cm<sup>2</sup> y 15x15 cm<sup>2</sup> respectivamente). Los valores obtenidos se normalizan a un campo de 4x4 cm<sup>2</sup> ( $F_c[4x4cm^2]=1$ ) y se comparan con los campos de MLC cuadrados medidos tras realizar un kcross[i] de 4x4 cm<sup>2</sup> (tamaño de campo recomendado por PTW para matrices SRS1600 y SRS1000). Se repite el mismo análisis para un campo 10x10 (tamaño de campo recomendado por PTW para la matriz 1500).

El factor tasa de dosis ( $T_d$ ) se parametriza irradiando la matriz SRS1600 con dos tamaños de campo: 4x4 cm<sup>2</sup> y 10x10 cm<sup>2</sup> y variando la tasa de dosis desde 400 hasta 1400 UM/min. Se toma como referencia el valor de dosis obtenido con el campo de 4x4 cm<sup>2</sup> y tasa de 1400 UM/min.

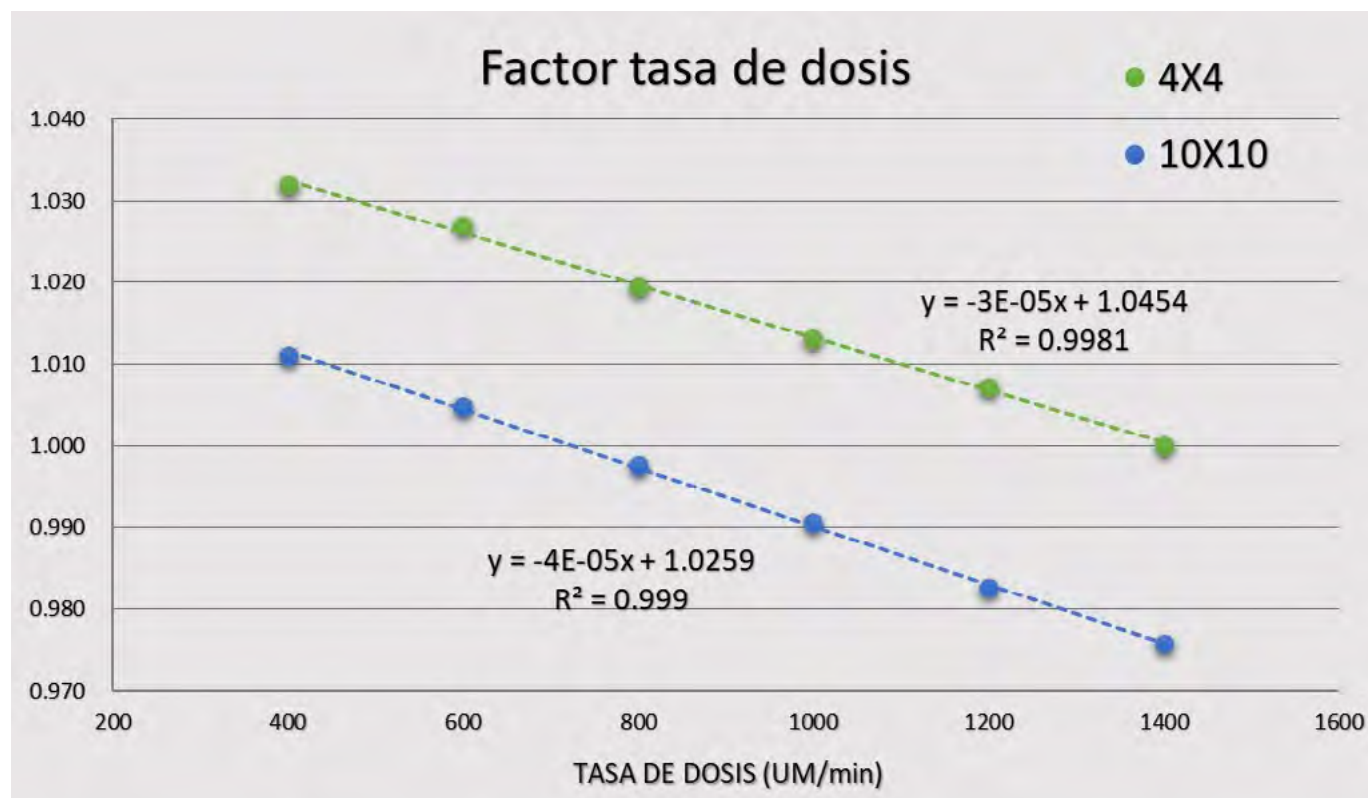


## RESULTADOS

Las medidas con las matrices SRS1600 y SRS1000 muestran una desviación del campo medido tras realizar el  $k_{cross}$  respecto al factor campo. Esta desviación es más pronunciada cuanto mayor es la diferencia con el campo  $k_{cross}$ . La matriz 1500 muestra una respuesta similar independiente del campo de  $k_{cross}$ . FIGURA 1. Con estos resultados se demuestra la importancia de realizar la calibración cruzada con un campo representativo de cada planificación.



En la figura 2 se muestra la parametrización de la tasa de dosis para la matriz SRS1600. Este valor de  $T_d$  se aplicaría para un  $k_{cross}$  con una tasa de dosis diferente a la de referencia.



La repercusión de estas correcciones es especialmente significativa en planes con mucha modulación en los que el campo efectivo es pequeño, o en aquellos con tasas muy diferentes de la de referencia. En nuestro centro se usan este tipo de correcciones específicas para cada plan de forma rutinaria con buenos resultados.

#### CONCLUSIONES

Este estudio ha podido verificar la influencia del tamaño de campo y la tasa de dosis en diferentes matrices de detectores. El uso de correcciones específicas para cada caso permite conseguir un control de calidad de los tratamientos más preciso y de una forma fiable, reproducible y sencilla.

#### REFERENCIAS

<sup>1</sup> MANUAL PTW VERISOFT V8.0 O SUPERIOR. 10.8 CALIBRACIÓN CRUZADA (PTW-FREIBURG)

## ESTUDIO DE LA DEFINICIÓN DE LOS ARCOS EN EL TRATAMIENTO DE MAMA MEDIANTE VMAT

Calatayud Jordán, J. M. (1); Carmona Meseguer, V. (1); Gimeno Olmos, J. (1); Ruiz Rodríguez, J. C. (1); Lliso Valverde, F. (1); Pérez Calatayud, J. (1)

(1) Unidad de Radiofísica, Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia

PALABRAS CLAVE: VMAT, MAMA, ECLIPSE

#### INTRODUCCIÓN

Respecto a la configuración clásica en el tratamiento de mama mediante campos tangenciales, el uso de VMAT permite reducir las dosis altas en órganos de riesgo (OAR) cercanos al volumen de tratamiento (PTV), logrando una mayor conformación del PTV, aunque incrementando las dosis bajas al resto del cuerpo.

En mama con ganglios supraclaviculares (FSC), el tratamiento habitual con hemihaces emplea un campo directo supraclavicular con apoyo axilar posterior, requiriendo en algunos casos dos isocentros según la longitud del PTV. Con la técnica VMAT se emplea un único isocentro, mejorando la robustez y rapidez del tratamiento, lo que resulta especialmente adecuado en inspiración profunda mantenida (DIBH).



En este trabajo se compara el uso de VMAT en tratamientos de mama empleando distintas configuraciones de arcos.

## METODOLOGÍA

Se estudiaron 12 pacientes, 5 de mama izquierda (3 con FSC) y las 7 restantes de mama derecha (6 con FSC), todas realizadas en DIBH. La dosis prescrita fue de 40,05 Gy en 15 fracciones.

La planificación se realizó con Eclipse v15.5.12 para un Clinac iX con MLC Millenium 120 con el algoritmo AAA y 2,5 mm de rejilla.

Para cada paciente se realizaron dos planificaciones: una con dos arcos de 240° (P240) y otra con cuatro de 60° y uno adicional de 240° cuando se trata la FSC (P60), adaptando la técnica previamente descrita<sup>1</sup>. La novedad de este trabajo es el uso del arco adicional de 240° cuando se incluye la FSC.

Los colimadores se rotaron  $\pm 10^\circ$  y se limitó el campo en la dirección del MLC a 15 cm. La optimización se realizó con un bolus de 5 mm y se recalculó sin éste para la planificación final.

Se evaluó el índice de conformación<sup>2</sup> (CI) y el de heterogeneidad<sup>3</sup> (HI) para el PTV-5 mm del cuerpo,  $V_{16Gy}$ ,  $V_{8Gy}$  y  $V_{4Gy}$  en pulmón ipsilateral,  $V_{4Gy}$  en pulmón contralateral,  $D_{media}$ ,  $D_{5\%}$ ,  $D_{max}$  en mama contralateral y  $D_{media}$  en corazón. Las diferencias entre planificaciones se estudiaron con el test t-Student con  $\alpha=0.05$ .

## RESULTADOS

La técnica P60 presentó mayor heterogeneidad y menor CI, observándose mayores diferencias en mama derecha.

En pacientes de mama izquierda, la  $D_{media}$  en corazón se redujo un 6% con la técnica P60. El pulmón ipsilateral experimentó un incremento del 4% para  $V_{4Gy}$ . La  $D_{media}$  en mama contralateral se redujo un 19%. El pulmón contralateral experimentó una reducción del 45% en  $V_{4Gy}$ . Para tratamientos de mama derecha, estas diferencias no fueron significativas, aunque se observó una reducción del 13% de  $D_{media}$  en corazón y del 14% de  $V_{4Gy}$  en pulmón contralateral.

## DISCUSIÓN

El uso del bolus virtual en la optimización confiere robustez al tratamiento al extender la fluencia fuera del cuerpo. El número de pacientes estudiado puede condicionar la significación estadística de los resultados.

## CONCLUSIONES

Los tratamientos con VMAT para mama, tanto incluyendo FSC como no, permiten cumplir adecuadamente los objetivos dosimétricos establecidos. El método P240 logra mayor homogeneidad en el PTV y menor dosis en pulmón ipsilateral a costa de una mayor dosis en pulmón y mama contralaterales comparado con P60.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> PADDICK, I. (2000) A SIMPLE SCORING RATIO TO INDEX THE CONFORMITY OF RADIOSURGICAL TREATMENT PLANS. J. NEUROSURG. 93(SUPPL 3), 219-222.
- <sup>2</sup> THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENT (ICRU) (2010) PRESCRIBING, RECORDING AND REPORTING PHOTON-BEAM INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY (IMRT). REPORT 83. JOURNAL OF THE ICRU 10(1).
- <sup>3</sup> VIRÉN, T., HEIKKILÄ, J., MYLLYOJA, K., KOSKELA, K., LAHTINEN, T., SEPPÄLÄ, J. (2015) TANGENTIAL VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY TECHNIQUE FOR LEFT-SIDED BREAST CANCER RADIOTHERAPY. RADIAT. ONCOL. 10(79), 8.



## VALIDACIÓN DE UN SISTEMA BASADO EN EPID PARA CONTROL DE CALIDAD PRETRATAMIENTO

Penedo Cobos, J. M. (1); Gomez Tejedor Alonso, S. (1); Rincón Pérez, M. (1); García Castejón, M. A. (1); Martínez Felipe, A. (1); Morcillo García, A. B. (1); Azinovic Gamo, I. (1)

(1) Hospital Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: VALIDACIÓN, EPID, LOG FILES, PRETRATAMIENTO

### OBJETIVO

El objetivo de este estudio fue validar el módulo SunCheck PerFRACTION Fraction0, que utiliza imágenes y archivos de registro de un dispositivo de imagen de portal electrónico (a-si EPID) de silicio amorfo para garantizar la calidad del pretratamiento.

### MATERIAL Y MÉTODO

Este trabajo se realizó en dos linacs Elekta Synergy equipados con colimador Agility e iViewGT v.3.5.0 b39 EPID. Los EPID se calibraron en el aire con una serie de campos rectangulares de diferentes anchos y posiciones.

Setenta y un tratamientos se midieron dos veces, utilizando SunCheck Platform v.3.2.1 (SunNuclear Corporation) y un detector de array. Los detectores utilizados fueron ArcCheck (Sun Nuclear Corporation) y Matrixx Evolution (IBA dosimetry)

Los valores del índice gamma (3 %, 3 mm, umbral = 10 %, normalización Global) obtenidos con SunCheck (para los archivos EPID y logs) y con el detector se compararon y analizaron según la patología.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

EPID, log files y las mediciones con detectores concordaron bien para todas las patologías, como se muestra en la TABLA 1.

La FIGURA 1 muestra las diferencias de gamma entre el detector y el EPID (en azul) y las diferencias de gamma entre el detector y los log files (en rojo), para cada patología. Estas diferencias fueron inferiores al 5% en todos los casos.

### CONCLUSIONES

Consideramos que el método de verificación para VMAT e IMRT pretratamiento basado en EPID es un buen procedimiento de garantía de calidad, que cumple con la tolerancia establecida en el protocolo AAPM TG 119.

El tiempo dedicado a la garantía de calidad específica del paciente es mucho menor, ya que no es necesario montar ni alinear el detector.

## DOSIMETRIA IN VIVO EN TRATAMIENTOS DE ORL. NUESTRA EXPERIENCIA

Penedo Cobos, J. M. (1); Morcillo García, A. B. (1); Rincón Pérez, M. (1); Gomez Tejedor Alonso, S. (1); Martínez Felipe, A. (1); García Castejón, M. A. (1); Azinovic Gamo, I. (1)

(1) Hospital Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: IN VIVO, DOSIMETRÍA, EPID, VERIFICACIÓN

### Introducción y objetivo

El uso de dispositivos de imagen portal electrónico (EPID) en la verificación in vivo de tratamientos de pacientes muestra la capacidad de detectar cambios en la anatomía y colocación del paciente.

El objetivo de este estudio es doble:

1. Conseguir, según el criterio AMARA (que tiene en cuenta factores económicos y sociales), una tolerancia para el índice gamma ( $\gamma$ ) que detecte discrepancias que puedan tener relevancia clínica sin incrementar los falsos positivos o falsos negativos.





2. Una vez establecida la tolerancia adecuada, analizar las discrepancias dosimétricas observadas así como las acciones correctoras pertinentes.

## MATERIAL Y MÉTODO

Se monitorizaron 2374 sesiones mediante EPID para tratamientos de ORL.

Los linacs donde se realizaron los tratamientos fueron Elekta Synergy<sup>TM</sup> que tienen incorporado un sistema EPID Iview v.3.5.0 b39, el cual fue calibrado para el análisis dosimétrico.

Se utilizó el software SunCheck<sup>TM</sup> para el análisis  $\gamma$ , comparando la dosimetría planificada por este sistema con la registrada por el EPID durante el tratamiento del paciente.

Se utilizaron diferentes tolerancias para el índice  $\gamma$  para este análisis: 2 % 2 mm; 2.3 % 2.3 mm; 2.5 % 2.5 mm y 3 % 3 mm.

En todas las tolerancias, se utilizó la normalización local y el umbral de dosis fue del 30%. El criterio de aceptación fue  $\gamma > 95\%$ .

Para cada nivel de tolerancia se analizó el porcentaje de sesiones que cumple el criterio  $\gamma$  establecido.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Como se puede observar en la Tabla I, al ser menos estrictos con la tolerancia, disminuye el porcentaje de sesiones de tratamiento que no cumplen el criterio  $\gamma$  establecido.

Analizando los valores de esta tabla y haciendo un balance empírico de las discrepancias dosimétricas clínicamente relevantes y el número de falsos positivos, se ha establecido en nuestro servicio la tolerancia: 2.5%, 2.5 mm, umbral= 30% y normalización local para el análisis  $\gamma$  de la dosimetría in vivo de los pacientes ORL.

Las discrepancias dosimétricas más frecuentes han sido provocadas por las variaciones en el posicionamiento, sobre todo en la zona de los hombros.

Hemos observado también que hay sesiones que no cumplen el criterio  $\gamma > 95\%$ , debido a errores tales como mal despliegue o fallo de adquisición del EPID. Estos errores son independientes de la tolerancia utilizada.

Las acciones correctoras más usuales fueron la corrección de la postura de los hombros, hacer un CBCT diario que nos permita tener más información o ajustes en la planificación para minimizar las variaciones en el posicionamiento.

En un porcentaje menor se decidió replanificar el tratamiento después de observar cambios anatómicos en el paciente y descartar que pueda ser un falso negativo.

## CONCLUSIONES

La dosimetría in vivo es muy útil para verificar la correcta administración del tratamiento.

La tolerancia 2.5%, 2.5 mm, umbral= 30% y normalización local, es un buen indicador del índice  $\gamma$  para determinar si existen discrepancias entre el tratamiento administrado y el planificado en el caso de tratamientos de cabeza y cuello.

# CALIBRACIÓN DINÁMICA DEL INCLINÓMETRO DEL OCTAVIUS 4D

Cons Pérez, N. (1); Reigosa Montes, S. (1); Rodríguez Fernández, A. (1); García Pazos, M. (1)

(1) Complejo Hospitalario Universitario de Ourense

PALABRAS CLAVE: OCTAVIUS 4D, UNIDAD DE ROTACIÓN, CONTROL CALIDAD EQUIPAMIENTO, VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS, ESCALA ANGULAR

## INTRODUCCIÓN

En nuestro centro hemos observado una deriva en la calibración del inclinómetro suministrado con el Octavius 4D (PTW), llegando a sobrepasar la tolerancia (0.5°) que recomienda el fabricante para recalibrar. Nuestra experiencia es que la autocalibración no corrige este efecto. El desajuste no responde a un desfase constante, siendo necesaria una corrección mediante una tabla de correspondencia.

En el CHUO hemos creado script que genera un fichero de medida con los ángulos corregidos para cada frame mediante interpolación en una tabla de correspondencia. Hasta ahora, esta tabla la obteníamos de manera manual (gantry vs inclinómetro cada 10°), un proceso largo y tedioso.

Nos proponemos establecer un procedimiento para que esta calibración se efectúe mediante una medida de arcoterapia que haga simultáneamente la función de calentamiento de las cámaras y de indicador de alineamiento del equipo. La idea es tener una medida muy rápida que se pueda efectuar todos los días de medida con O4D y así, disponer de un histórico del comportamiento del inclinómetro y posicionamiento del maniquí.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Octavius 4D con detector OD1500. El acelerador presenta desviaciones  $<0.5^\circ$  en su calibración angular.

La irradiación consiste en un arco dinámico con 93 puntos de control ( $3.9^\circ$ ), donde el MLC define un campo de 22 o de 25 cm en dirección X (*crossplane*) según el punto de control sea par o impar. El campo en Y (*inplane*) de 25 cm está definido por mordazas estáticas.

Un script detecta el ancho del campo en cada frame (200 ms) para múltiples perfiles *crossplane* e *inplane* (anchura total definida al 75% de  $D_{CAX}$ , ya que la penumbra del perfil está muy próxima al borde como para usar el 50%). En la secuencia del ancho de campo vs ángulo de gantry (Figura1) se calculan las coordenadas del pico ( $FS_{max}, \theta_{max}$ ), para cada valor extremo, por ajuste parabólico de 3 puntos. Los mínimos y máximos de anchura se corresponden con angulaciones conocidas (los puntos de control) por lo que tenemos la tabla de correspondencia buscada.

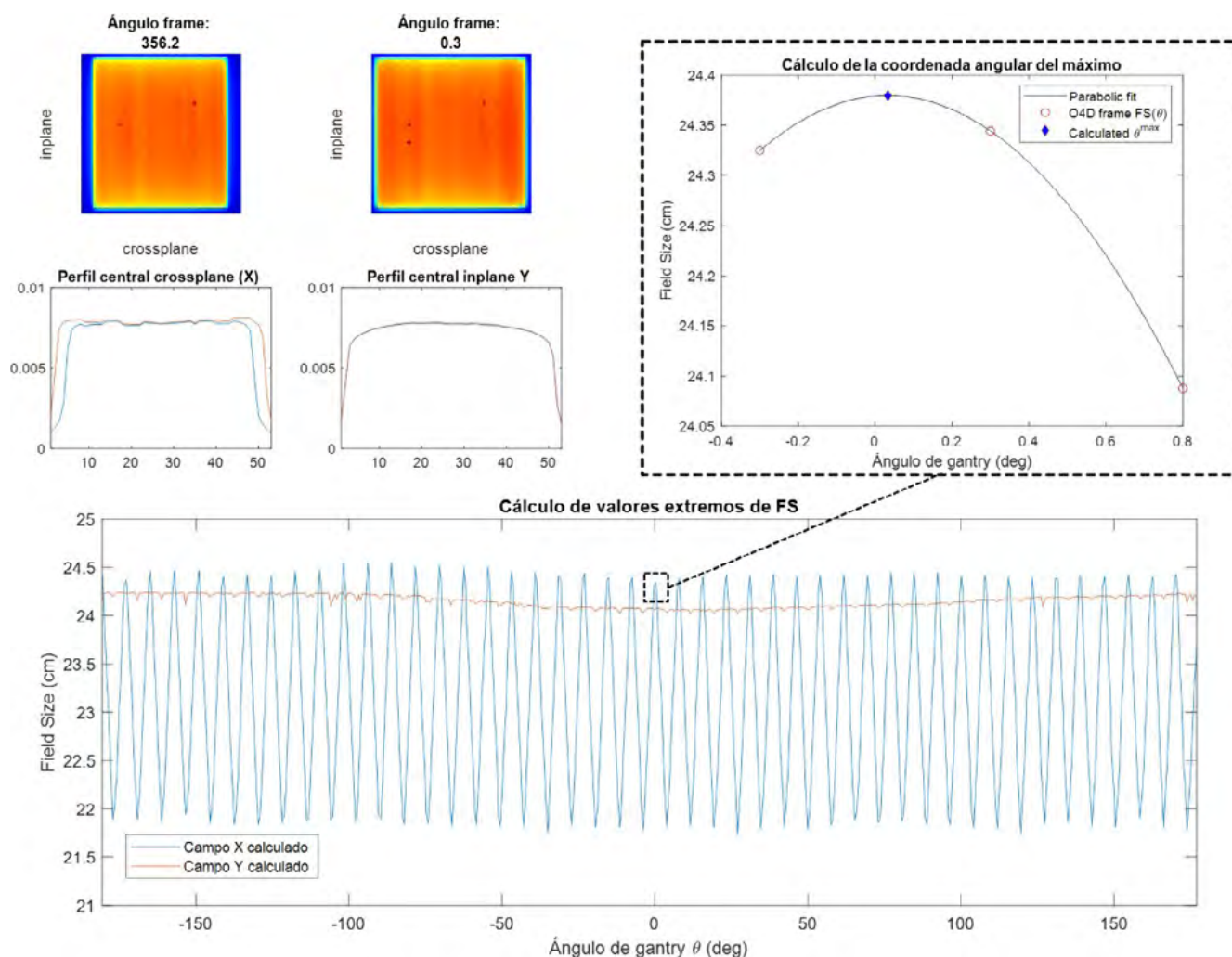
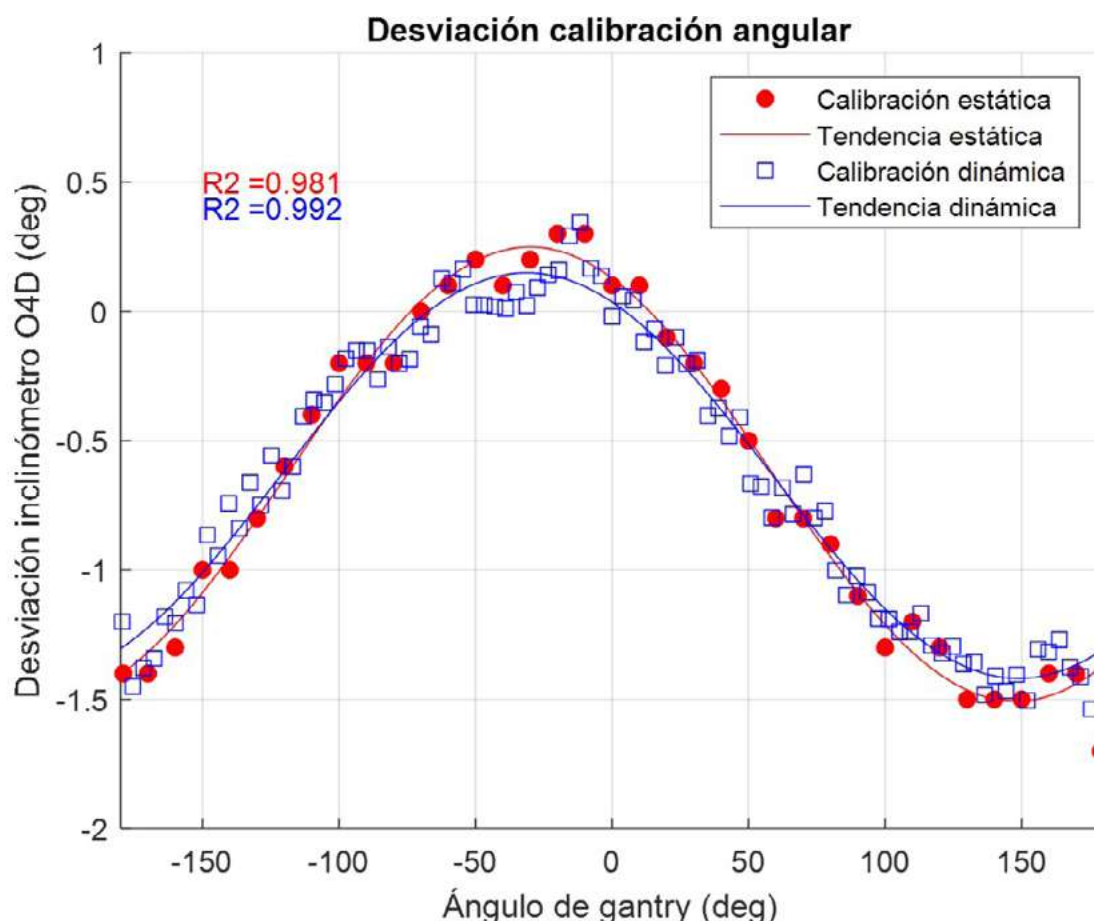


Figura1. Esquema del tratamiento de datos de las medidas. En la parte superior se muestran 2 *frames* correspondientes a un tamaño [X] máximo y mínimo ejemplificando la diferencia que se observa en sus perfiles. En la parte inferior se muestra la secuencia de los tamaños de campo calculados en cada *frame* y el ángulo registrado en la medida. La ROI sobre la que se hace zoom muestra el ajuste efectuado para la obtención del ángulo ( $\theta_{max}$ ) que se hace en cada pico.

El centroide del campo nos permite obtener de un ajuste senoidal una desviación del COR y por tanto del desplazamiento LAT, VRT y LNG del detector (aplicable en la reconstrucción en Verisoft). También se calcula el ángulo de cabeceo (*pitch*) y rotación (*yaw*).

## RESULTADOS

En la Figura2 se muestra la calibración dinámica superpuesta a la manual. A la vista de los resultados, las calibraciones pueden considerarse equivalentes. También se evidencia la necesidad de reparar el inclinómetro.



**Figura2.** Resultado de la desviación de la lectura del inclinómetro respecto del indicador digital de gantry para todo el rango de giro. Se evidencia el buen acuerdo entre los resultados del procedimiento dinámico diseñado y el procedimiento estático contra el que se pretende validar. En lo que respecta a este inclinómetro, se observan discrepancias de aproximadamente 1,5° con el gantry a 180°. La recalibración del inclinómetro no resolvió el problema y fue preciso solicitar su sustitución.

Los valores de desalineamiento del maniquí obtenidos en las pruebas efectuadas (desplazamientos conocidos) tienen una precisión del orden de 1 mm para traslaciones. *Pitch* y *yaw* están pendientes de validar con mesa 6D.

## DISCUSIÓN

No es propósito de este trabajo evaluar las implicaciones en el análisis gamma, las mejoras son notorias en las regiones alejadas del isocentro, donde el error al retroproyectar la dosis en un ángulo incorrecto se magnifica.

## CONCLUSIONES

Se ha validado un procedimiento rápido de calibración angular y medida del desalineamiento aprovechando el propio calentamiento del detector.



## VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO MEDIANTE LA PLATAFORMA SUNCHECK DE SUN NUCLEAR CORPORATION: PRIMEROS PASOS CON LA HERRAMIENTA “FRACTION 0” PARA PRÓSTATA

Forner Forner, A. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Merino Gestoso, J. Á. (2); Solís Preciado, N. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Fustes Sanjuan, M. D. L. M. (1); Díaz Del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Castro Rizos, I. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1)  
(1) Hospital Universitario De Toledo, (2) Hospital Universitario De Area

PALABRAS CLAVE: VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO, LOG FILES, CÁLCULO REDUNDANTE, SOFTWARE COMERCIAL

### INTRODUCCIÓN

Entre las opciones para la verificación pre-tratamiento de los pacientes está el uso de los log files generados por el sistema del colimador multiláminas (MLC) cada vez que se irradia el plan. La plataforma comercial SunCHECK dedicada al control de calidad de pacientes ofrece la posibilidad de recoger los logs de manera automática cada vez que se irradia el plan del paciente, y mediante la herramienta “Fraction 0” del software PerFraction usarlos como entrada para la configuración del MLC y hacer un segundo cálculo redundante de la distribución de dosis.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se recogen resultados de 24 pacientes de próstata con diversos esquemas de tratamiento realizados con VMAT y con 2 arcos por plan. Los tratamientos fueron impartidos con dos aceleradores Truebeam y Truebeam STx equipados con MLC Millenium (Varian) de 120 láminas siendo uno de ellos de alta definición (HD). Las dos máquinas y sus MLC fueron modeladas en la plataforma SunCHECK según las indicaciones del fabricante. Las planificaciones de los tratamientos fueron realizadas con ECLIPSE V16 y el algoritmo Accuros XB V16 (Varian). Los ficheros DICOM RT Plan y RT Structures del plan original y el CT son exportados a la plataforma SunCHECK para la realización de un primer cálculo redundante mediante la herramienta DoseCHECK y su posterior comparación tomando como referencia la distribución original. Tras la irradiación del plan para su verificación la plataforma capta de forma automática los logs generados por el MLC y mediante la herramienta Fraction 0 realiza un nuevo cálculo redundante usando estos logs; la nueva distribución obtenida se compara con el primer cálculo redundante. Las distribuciones se compararon mediante análisis gamma con una tasa de paso mínima del 95% y un umbral del 10%, usando dos métricas, 3%/3 mm y 2%/2 mm tanto local como global respecto al máximo de dosis.

### RESULTADOS

Los resultados de las tasas de paso se resumen en la TABLA 1 como promedio±desviación estándar. Se dan las tasas de paso para el primer cálculo redundante con DoseCHECK, y en segundo lugar las obtenidas con Fraction 0 frente a DoseCHECK.

### DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos para Fraction 0 indican que realizar otro cálculo redundante de la distribución tomando los logs del MLC del plan irradiado es idéntico al primer cálculo, lo que indica la total reproducibilidad del MLC después de irradiar el plan original del paciente. Hay que ser cautos con estos resultados ya que no son representativos de la totalidad de localizaciones, por lo que puede haber variaciones con otros planes de mayor complejidad que esperamos estudiar.

### CONCLUSIONES

Aunque se necesita aumentar la muestra de resultados, la herramienta es potente pues permite tener una primera aproximación a la reproducibilidad del MLC después de irradiar el plan clínico del paciente y además ofrece un segundo chequeo del primer cálculo redundante. Esta verificación junto con otras que ya se realizan de verificación pre-tratamiento, añaden robustez al resultado final. Esperamos aumentar la explotación de esta herramienta y obtener más resultados que podamos presentar en un futuro.

|            | 3% / 3 mm global | 3% / 3 mm local | 2% / 2 mm global | 2% / 2 mm local |
|------------|------------------|-----------------|------------------|-----------------|
| DoseCHECK  | 99.91 ± 0.16     | 98.98 ± 0.65    | 99.27 ± 0.42     | 91.57 ± 2.26    |
| Fraction 0 | 100 ± 0.0        | 100 ± 0.0       | 100 ± 0.0        | 100 ± 0.0       |

Tabla 1. Valores promedio obtenidos para las tasas de paso



## IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO DE IMAGEN PORTAL (EPID) PARA VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO

González Amorós, L. E. (1); de Marco Blancas, N. (2); Mingarro Carceller, J. (2); Quirós Higuera, J. D. (2); Juan Senabre, X. J. (2); Santos Serra, A. (2)

(1) Fundación Hospital Provincial de Castellón, (2) Hospital Provincial de Castellón

### INTRODUCCIÓN

El desarrollo de los EPID, usados habitualmente para colocación de pacientes, permite la realización de verificaciones pre-tratamiento de forma más rápida y fácil que otros dispositivos que requieren una preparación/montaje más laborioso para la adquisición del tratamiento.

El objetivo de este estudio es la comparación de nuestro EPID con el Octavius-4D (PTW-Alemania) para su implementación clínica.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han evaluado 5 tratamientos ya finalizados de próstata.

Mediante el módulo *Scripting* del planificador *RayStation* (RaySearch Laboratories-Suecia) se han introducido errores en los planes originales (modificando todos los Control Point de cada haz del plan). Los planes modificados son:

- "CGirado/ $pm$ ": colimador girado  $/pm$ °.
- "MLC\_Completo...": se abren (negativo) o cierran (positivo) las dos bancadas del MLC, [ $/pm$  0.05,  $/pm$  0.1 y -0.15cm].
- "MLC\_Central...": se abren las dos láminas centrales de cada bancada, [-0.2 y -0.5cm]. "CGiradoEspecial+1": incremento de dosis del 2%, giro de colimador 1°, y láminas retraídas 0.1cm. "CGiradoEspecial-1": reducción de dosis un 2%, giro colimador -1° y láminas cerradas 0.1cm.

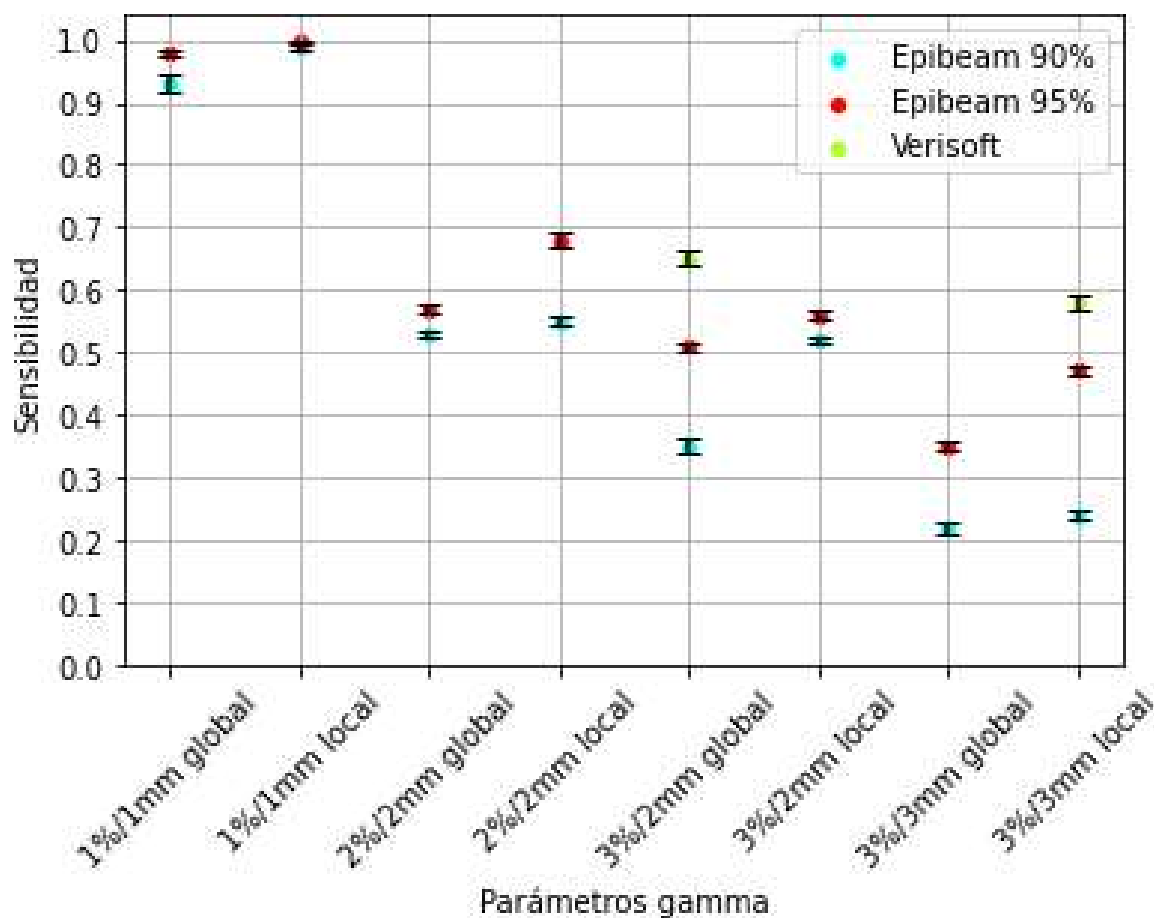
Posteriormente se han disparado todos ellos en dos aceleradores VersaHD (Elekta-Suecia).

Para la verificación de los planes se ha empleado el maniquí Octavius-4D y el EPID, con sus respectivos softwares, Verisoft y EPIbeam (DOSIsoft-Francia).

Para el EPID se obtiene una distribución de dosis 2D de cada haz y se realiza el análisis respecto a la distribución de dosis calculada por EPIbeam a partir del plan original. Por otro lado, Verisoft realiza una reconstrucción 3D de la dosis, a partir de las medidas realizadas, que se compara con la distribución de dosis del plan original calculada por el planificador.

### Discusión y resultados

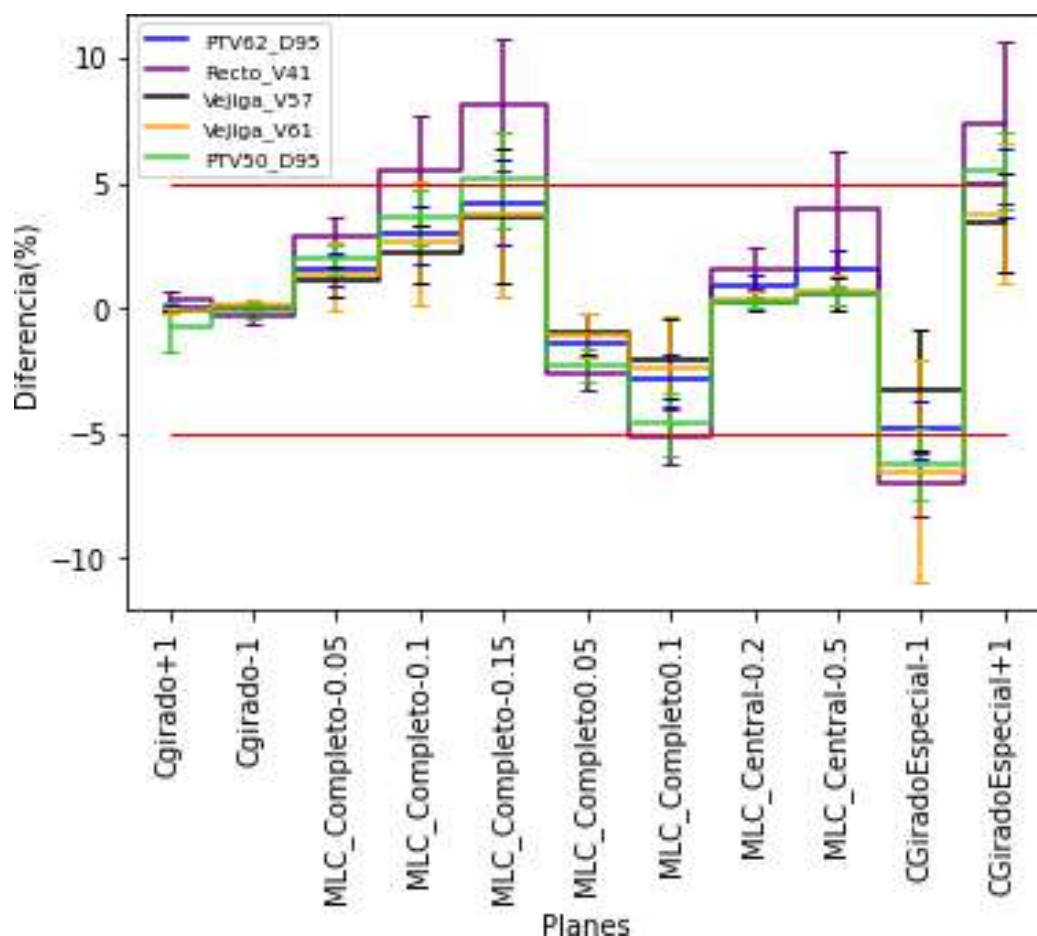
En la Figura\_1 vemos que EPIbeam con el criterio gamma 1%/1mm es extremadamente sensible a cambios en la planificación tanto para un *gamma passing rate* (gpr) del 90% como del 95%, dando por incorrectos incluso los planes originales. Además, observamos que con un gamma 3%/3mm (tanto global como local) y 3%/2mm global no es suficientemente sensible.



Figura\_1. Variación de la sensibilidad en función de los parámetros gamma utilizados en *Verisoft* y *EPIbeam*.

En la Figura\_2 se representa la diferencia entre la dosis recibida por los OARs y los PTVs de cada uno de los planes respecto al plan Original. Tomando como hipótesis que diferencias del  $\pm 5\%$  suponen un cambio clínicamente relevante, observamos que esto sólo ocurre cuando abrimos o cerramos las dos bancadas más de 0.1cm, o cuando abrimos las láminas centrales 0.5cm.





Figura\_2. Diferencia entre la dosis recibida por OARs y PTVs de cada uno de los planes respecto al plan Original.

## CONCLUSIONES

Con los parámetros gamma adecuados, podemos sustituir *Octavius-4D* por el conjunto *EPID+EPIbeam* para verificaciones pre-tratamiento de próstata. Aunque la opción de utilizar un gamma 2%/2mm local garantiza una buena sensibilidad, supone descartar algunos planes supuestamente “erróneos” sin variaciones clínicas relevantes. Por tanto, consideramos más adecuado utilizar 3%/2mm local o 2%/2mm global, menos sensibles, pero que permiten detectar/descartar todos los planes erróneos con consecuencias clínicas.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> LEHMANN, J., HUSSEIN, M., BARRY, M. A., SIVA, S., MOORE, A., CHU, M., Díez, P., EATON, D. J., HARWOOD, J., LONSKI, P., CLARIDGE MACKONIS, E., MEEHAN, C., PATEL, R., RAY, X., SHAW, M., SHEPHERD, J., SMYTH, G., STANDEN, T. S., SUBRAMANIAN, B., ... CLARK, C. H. (2022). SEAFARER – A NEW CONCEPT FOR VALIDATING RADIOTHERAPY PATIENT SPECIFIC QA FOR CLINICAL TRIALS AND CLINICAL PRACTICE: SEAFARER–SENSITIVITY OF PATIENT SPECIFIC QUALITY ASSURANCE, PSQA. *RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY*, 171, 121–128. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2022.04.019>
- <sup>2</sup> GRAY, A., BAWAZEER, O., ARUMUGAM, S., VIAL, P., DESCALLAR, J., THWAITES, D., & HOLLOWAY, L. (2021). EVALUATION OF THE ABILITY OF THREE COMMERCIALLY AVAILABLE DOSIMETERS TO DETECT SYSTEMATIC DELIVERY ERRORS IN STEP-AND-SHOOT IMRT PLANS. *REPORTS OF PRACTICAL ONCOLOGY AND RADIOTHERAPY*, 26(5), 793–803. <https://doi.org/10.5603/RpOR.A2021.0093>
- <sup>3</sup> MIFTEN, M., OLCH, A., MIHAILIDIS, D., MORAN, J., PAWLICKI, T., MOLINEU, A., LI, H., WIJESORIYA, K., SHI, J., XIA, P., PAPANIKOLAOU, N., & LOW, D. A. (2018). TOLERANCE LIMITS AND METHODOLOGIES FOR IMRT MEASUREMENT-BASED VERIFICATION QA: RECOMMENDATIONS OF AAPM TASK GROUP No. 218. *MEDICAL PHYSICS*, 45(4), E53–E83. <https://doi.org/10.1002/mp.12810>
- <sup>4</sup> BRESCIANI, S., POLI, M., MIRANTI, A., MAGGIO, A., DI DIA, A., BRACCO, C., GABRIELE, P., & STASI, M. (2018). COMPARISON OF TWO DIFFERENT EPID-BASED SOLUTIONS PERFORMING PRETREATMENT QUALITY ASSURANCE: 2D PORTAL DOSIMETRY VERSUS 3D FORWARD PROJECTION METHOD. *PHYSICA MEDICA*, 52(JUNE), 65–71. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.06.005>



- <sup>5</sup> SAITO, M., SANO, N., SHIBATA, Y., KURIYAMA, K., KOMIYAMA, T., MARINO, K., AOKI, S., ASHIZAWA, K., YOSHIZAWA, K., & ONISHI, H. (2018). COMPARISON OF MLC ERROR SENSITIVITY OF VARIOUS COMMERCIAL DEVICES FOR VMAT PRE-TREATMENT QUALITY ASSURANCE. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, 19(3), 87–93. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/acm2.12288](https://doi.org/10.1002/acm2.12288)
- <sup>6</sup> PECHARROMÁN-GALLEGO, R., MANS, A., SONKE, J. J., STROOM, J. C., OLACIREGUI-RUIZ, Í., VAN HERK, M., & MIJNHEER, B. J. (2011). SIMPLIFYING EPID DOSIMETRY FOR IMRT TREATMENT VERIFICATION. MEDICAL PHYSICS, 38(2), 983–992. [HTTPS://DOI.ORG/10.1118/1.3547714](https://doi.org/10.1118/1.3547714)

## APLICACIÓN DE SOLUCIONES DE CLASE PARA VERIFICAR TRATAMIENTOS DE IMRT Y VMAT EN HALCYON

Varó Curbelo, A. (1); Campos Doménech, A. (1); Oliver Tapias, A. (1); Sanchez Artuñedo, D. (1); Beltran Vilagrasa, M. (1)  
(1) Hospital Universitario Vall d'Hebrón

PALABRAS CLAVE: SOLUCIONES DE CLASE

### INTRODUCCIÓN

El programa de garantía de calidad de las verificaciones pre-tratamiento de planes con técnicas moduladas de nuestro centro está basado en el protocolo holandés [1-2]. Inicialmente, todos los tratamientos se verifican mediante una medida con el equipo Arccheck (SunNuclear Corporation), una verificación con el dispositivo de imagen integrada y un cálculo independiente con Dosecheck (SunNuclear Corporation). Una vez se acumula experiencia se analizan los resultados y se establecen las soluciones de clase. Desde este momento, las verificaciones pre-tratamiento consisten en un cálculo independiente del plan de tratamiento individualizado y un control de calidad periódico de las soluciones de clase consistente en la medida experimental de dos planes de tratamiento.

El objetivo de este trabajo es mostrar las soluciones de clase establecidas en un acelerador Halcyon y determinar el tiempo de máquina que nos permite ahorrar.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan el número y tipo de verificaciones pre-tratamiento en un acelerador Halcyon durante los primeros tres años de funcionamiento. En el caso de las soluciones de clase, se reportan los valores obtenidos de la diferencia de la dosis media en el PTV entre el valor calculado por el SPC (Sistema de Planificación y Cálculo) y Dosecheck y el número de puntos del PTV que cumplen el criterio gamma g(3 %, 3 mm, umbral=10%) en Dosecheck.

El tiempo ahorrado en máquina tiene en cuenta montaje del equipo, control de calidad, verificación y desmontaje. Basado en la propia experiencia se consideran 5 verificaciones/hora y se tiene en cuenta que una sesión de promedio en este acelerador son 12 minutos.

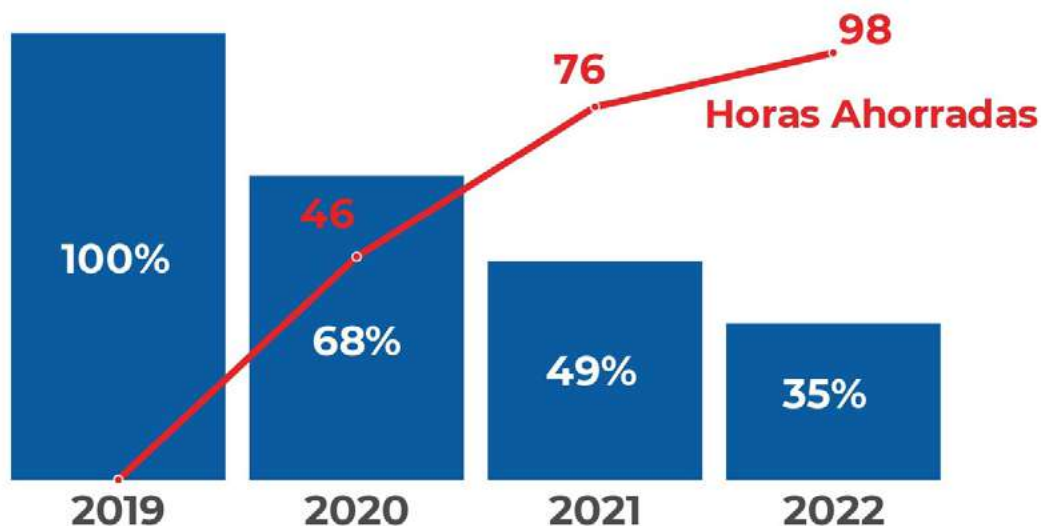
### RESULTADOS

La figura 1 muestra el porcentaje de verificaciones pre-tratamiento en los tres primeros años de funcionamiento del Halcyon. A partir del primer año de uso clínico del acelerador, se implementan progresivamente catorce soluciones de clase: 2 de próstata, pelvis, recto, 5 de mama, 2 ginecológicas y 3 de pulmón. Esto conlleva la disminución de las medidas pretratamiento en el acelerador hasta un 35% en 2022. Durante los tres primeros años se han realizado un total de 1660 verificaciones basadas en medidas y 1098 en cálculo independiente.



## Porcentaje de medidas pretratamiento en Halcyon y número de horas ahorradas por año.

### Medida en máquina y cálculo independiente



La tabla 1 presenta los resultados del cálculo independiente de las soluciones de clase.

Tabla 1

|                     | Mean (%) |       |      |      | PTV passing rate % |       |      |       |
|---------------------|----------|-------|------|------|--------------------|-------|------|-------|
|                     | Media    | Desv. | Mín. | Máx. | Media              | Desv. | Mín. | Máx.  |
| <b>Mama</b>         | -0.5     | 0.4   | -1.9 | 0.6  | 99.4               | 0.6   | 95.3 | 100.0 |
| <b>Pelvis</b>       | -0.5     | 0.4   | -2.0 | 0.5  | 99.9               | 0.4   | 97.4 | 100.0 |
| <b>Próstata</b>     | -1.4     | 0.5   | -2.7 | -0.1 | 99.8               | 0.5   | 95.7 | 100.0 |
| <b>Recto</b>        | -0.7     | 0.3   | -1.9 | 0.1  | 99.6               | 0.9   | 94.1 | 100.0 |
| <b>Ginecológico</b> | -0.6     | 0.4   | -2.0 | 0.1  | 99.9               | 0.4   | 97.4 | 100.0 |
| <b>Pulmón</b>       | -0.8     | 0.6   | -2.3 | 0.4  | 97.5               | 4.2   | 74.9 | 100.0 |

De las 1098 verificaciones pre-tratamiento basadas en cálculo independiente 1 caso de recto y 9 de pulmón tienen un passing rate < 95 %. En todos ellos se realizó medida física en el acelerador con resultados dentro de la tolerancia establecida en nuestro centro.

No verificar con medida física 1098 pacientes nos permite ahorrar 220 horas de máquina y tener mayor disponibilidad del técnico. Esto se traduce en un ahorro de 46 horas en 2020, 76 en 2021 y 98 en 2022 y un equivalente de 229 sesiones en 2020, 378 en 2021 y 491 en 2022.

### CONCLUSIONES

La aplicación de las soluciones de clase en Halcyon optimiza el tiempo de acelerador dedicado a verificaciones pre- tratamiento. Las horas ahorradas se pueden emplear en tratar pacientes y se dispone de más tiempo de personal técnico para otras tareas.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> STRALINGSDOSIMETRIE, NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR, REPORT 22 (2013).

<sup>2</sup> STRALINGSDOSIMETRIE, NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR, REPORT 24 (2015).



## EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DEL PROCESO DE RECONSTRUCCIÓN Y CÁLCULO INDEPENDIENTE CON EL SISTEMA COMPASS

Benito García, J. C. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Tenllado Baena, E. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Granado Alonso, L. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Escobar Corominas, I. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Montes Fuentes, C. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: COMPASS, MATRIX, MULTICUBE, DQA

### INTRODUCCIÓN

Entre los posibles métodos de verificación dosimétrica previa al tratamiento de planes con técnicas como *IMRT* o arcoterapia volumétrica se encuentran medidas de distribuciones bidimensionales de dosis absorbida con matrices de detectores o herramientas de reconstrucción tridimensional de dosis a partir de las medidas con esos detectores. En esta reconstrucción la verificación del tratamiento incluye un proceso de cálculo de dosis absorbida en el maniquí cuyo funcionamiento es necesario comprobar para poder correlacionar la medida realizada con el resultado de la evaluación dosimétrica. Éste es el caso del sistema *Compass* de *IBA Dosimetry*, que dispone de una triple verificación: de la fluencia a partir de la medida del detector, un cálculo independiente a partir del plan importado del planificador, y la reconstrucción tridimensional a partir de la fluencia medida. En este trabajo se evalúan tanto el cálculo como la reconstrucción de *Compass*.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza la aplicación *Compass* junto con la matriz de detectores *MatriXX Evolution* fijada al cabezal, girando solidariamente con éste estimando la fluencia para cada ángulo con la que reconstruye la distribución tridimensional de dosis absorbida. Por otro lado, se mide con la aplicación *OmniPro I'mRT* y el mismo detector insertado en el maniquí *MultiCube* la distribución de dosis bidimensional en un plano coronal central; de este modo se compara la medida directa de dosis en un plano con el mismo plano de las dosis calculada y reconstruida en el maniquí y se lleva a cabo una evaluación gamma 2D global con 3% de tolerancia para la dosis absorbida y 2 mm para la *DTA* con un umbral del 10% (según el *TC 218* de la *AAPM*). Adicionalmente se mide la dosis absorbida puntual en una región de bajo gradiente con una cámara tipo *semiflex* de 0,125 cm<sup>3</sup> en un maniquí cilíndrico de *RW3*, que se compara con la calculada y la reconstruida en el mismo punto.

Los casos analizados, correspondientes a distintas localizaciones y energías de los campos de tratamiento, se han realizado en una unidad *Varian TrueBeam* con un sistema *MLC HD 120*.

### RESULTADOS

En las siguientes tablas se muestran los resultados obtenidos indicando tanto el tipo de tratamiento como la energía utilizada:



| Energía                         | Localización | Técnica                | Número de puntos con gamma < 1<br>(global, $\Delta D = 3\%$ , $\Delta DTA = 2\text{mm}$ , umbral 10%) |                                              |
|---------------------------------|--------------|------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------|
|                                 |              |                        | Medida MultiCube -<br>Cálculo Compass                                                                 | Medida MultiCube -<br>Reconstrucción Compass |
| X6MV                            | Pulmón       | VMAT                   | 96.93%                                                                                                | 99.32%                                       |
| X6MV                            | Cráneo       | VMAT                   | 98.49%                                                                                                | 97.43%                                       |
| X6MV                            | ORL          | VMAT                   | 100.00%                                                                                               | 96.51%                                       |
| X6MV                            | Cráneo       | VMAT                   | 100.00%                                                                                               | 97.44%                                       |
| X6MV                            | Pulmón       | VMAT + Arco conformado | 100.00%                                                                                               | 98.67%                                       |
| X10MV                           | Pelvis       | VMAT                   | 97.19%                                                                                                | 98.28%                                       |
| X6MV FFF                        | Pulmón       | SBRT                   | 97.18%                                                                                                | 97.20%                                       |
| X6MV FFF                        | Pulmón       | SBRT                   | 96.39%                                                                                                | 94.01%                                       |
| X6MV FFF                        | Cráneo       | RTEF                   | 97.44%                                                                                                | 92.68%                                       |
| X6MV FFF                        | Cráneo       | RTEF                   | 93.81%                                                                                                | 97.03%                                       |
| X10MV FFF                       | Abdomen      | SBRT                   | 91.67%                                                                                                | 85.11%                                       |
| Estadística global              |              | promedio               | 97.19%                                                                                                | 95.79%                                       |
|                                 |              | desviación típica      | 2.61%                                                                                                 | 4.04%                                        |
| Estadística parcial VMAT        |              | promedio               | 98.77%                                                                                                | 97.94%                                       |
|                                 |              | desviación típica      | 1.45%                                                                                                 | 1.01%                                        |
| Estadística parcial SBRT - RTEF |              | promedio               | 95.30%                                                                                                | 93.21%                                       |
|                                 |              | desviación típica      | 2.48%                                                                                                 | 4.93%                                        |

Tabla 1. Verificación del cálculo y la reconstrucción en plano coronal. Resaltados los valores en verde (>95%), azul (entre el 90% y el 95%), amarillo (entre el 80% y el 90%) y rojo (<80%).

| Energía                         | Localización | Técnica                | Diferencia de Dosis Absorbida          |                                               |
|---------------------------------|--------------|------------------------|----------------------------------------|-----------------------------------------------|
|                                 |              |                        | Medida con cámara -<br>Cálculo Compass | Medida con cámara -<br>Reconstrucción Compass |
| X6MV                            | Pulmón       | VMAT                   | -1.51%                                 | -0.73%                                        |
| X6MV                            | Cráneo       | VMAT                   | 1.89%                                  | 4.05%                                         |
| X6MV                            | ORL          | VMAT                   | -2.61%                                 | -1.82%                                        |
| X6MV                            | Cráneo       | VMAT                   | -0.95%                                 | 2.86%                                         |
| X6MV                            | Pulmón       | VMAT + Arco conformado | -2.33%                                 | 0.10%                                         |
| X10MV                           | Pelvis       | VMAT                   | -0.19%                                 | -0.14%                                        |
| X6MV FFF                        | Pulmón       | SBRT                   | -1.80%                                 | 4.88%                                         |
| X6MV FFF                        | Pulmón       | SBRT                   | -2.43%                                 | -3.50%                                        |
| X6MV FFF                        | Cráneo       | RTEF                   | -0.04%                                 | -14.97%                                       |
| X10MV FFF                       | Abdomen      | SBRT                   | -1.56%                                 | -14.21%                                       |
| Estadística global              |              | promedio               | -1.15%                                 | -2.35%                                        |
|                                 |              | desviación típica      | 1.39%                                  | 6.96%                                         |
| Estadística parcial VMAT        |              | promedio               | -0.95%                                 | 0.72%                                         |
|                                 |              | desviación típica      | 1.65%                                  | 2.25%                                         |
| Estadística parcial SBRT - RTEF |              | promedio               | -1.46%                                 | -6.95%                                        |
|                                 |              | desviación típica      | 1.02%                                  | 9.47%                                         |

Tabla 2. Verificación del cálculo y la reconstrucción de dosis puntual con cámara de ionización. Resaltados los valores en verde (diferencias menores del 2%), azul (entre el 2% y el 3%), amarillo (entre el 3% y el 5%) y rojo (mayores del 5%).





## DISCUSIÓN

La evaluación gamma está condicionada por la limitada resolución de la matriz empleada (7,619 mm), observándose que algunos de los planes con técnicas de SBRT o RTEF, con campos pequeños y distribuciones con altos gradientes, proporcionan peores resultados. Hay que tener en cuenta además que al tratarse de una evaluación gamma 2D la proporción de puntos que cumplen el criterio gamma representa una cota inferior de la evaluación gamma 3D. Respecto a la medida con cámara de ionización se comprueba el buen acuerdo, salvo excepciones, tanto con el cálculo como con la reconstrucción.

## CONCLUSIONES

Los resultados ofrecen un acuerdo razonable entre la reconstrucción y el cálculo de Compass respecto a la medida directa de dosis absorbida, esperando ampliar el estudio en el futuro.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REPORT NO. 218—TOLERANCE LIMITS AND METHODOLOGIES FOR IMRT MEASUREMENT-BASED VERIFICATION QA: RECOMMENDATIONS OF AAPM TASK GROUP NO. 218 (2018)

<sup>2</sup> COMPASS USER'S GUIDE. IBA DOSIMETRY

---

# ESTUDIO DE CORRELACIÓN ENTRE SISTEMA DE DOSIMETRÍA PORTAL EPIBEAM Y ARRAY DE DETECTORES ARC CHECK

Cano Iglesias, E. (1); Torres Sánchez, J. (1); Benítez Villegas, E. M. (1)

(1) Hospital Universitario Reina Sofía

PALABRAS CLAVE: EQUIPOS DE IMÁGENES PORTALES ELECTRÓNICOS, CONTROL DE CALIDAD, PRETRATAMIENTO.

## INTRODUCCIÓN

La medida pretratamiento del plan de cada paciente es fundamental para asegurar su calidad.

El uso de sistemas basados en equipos de imágenes portales electrónicos, como el sistema EPIbeam, presenta ventajas respecto a los métodos basados en arrays de detectores, como ArcCheck. Correlacionar los resultados obtenidos en ambos es importante para estudiar la validez del sistema.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se realizan en un acelerador Versa HD, de ELEKTA, con energía de fotones 6 MV.

Se seleccionan aleatoriamente planes de tratamiento, desde 2021 a 2022, con técnicas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT), por localización: 17 próstatas, 19 ginecológicos, 16 cabeza y cuello (ORL), 16 cerebrales, 19 SBRT de pulmón y 19 rectos. Los fraccionamientos utilizados son los habituales en clínica, existiendo variabilidad para cada localización.

Se usa el panel iViewGT con el software EPIbeam (Dosisoft S.A.) y el array de detectores ArcCheck (Sun Nuclear) con software SNC Patient. Se analizan los resultados con criterios gamma global y threshold 10%, para 2%/2mm, 3%/2 mm y 3%/3mm.





## RESULTADOS

En la figura 1 y 2 se muestra la diferencia en los resultados obtenidos en el análisis gamma entre ArcCheck y EPIBeam.

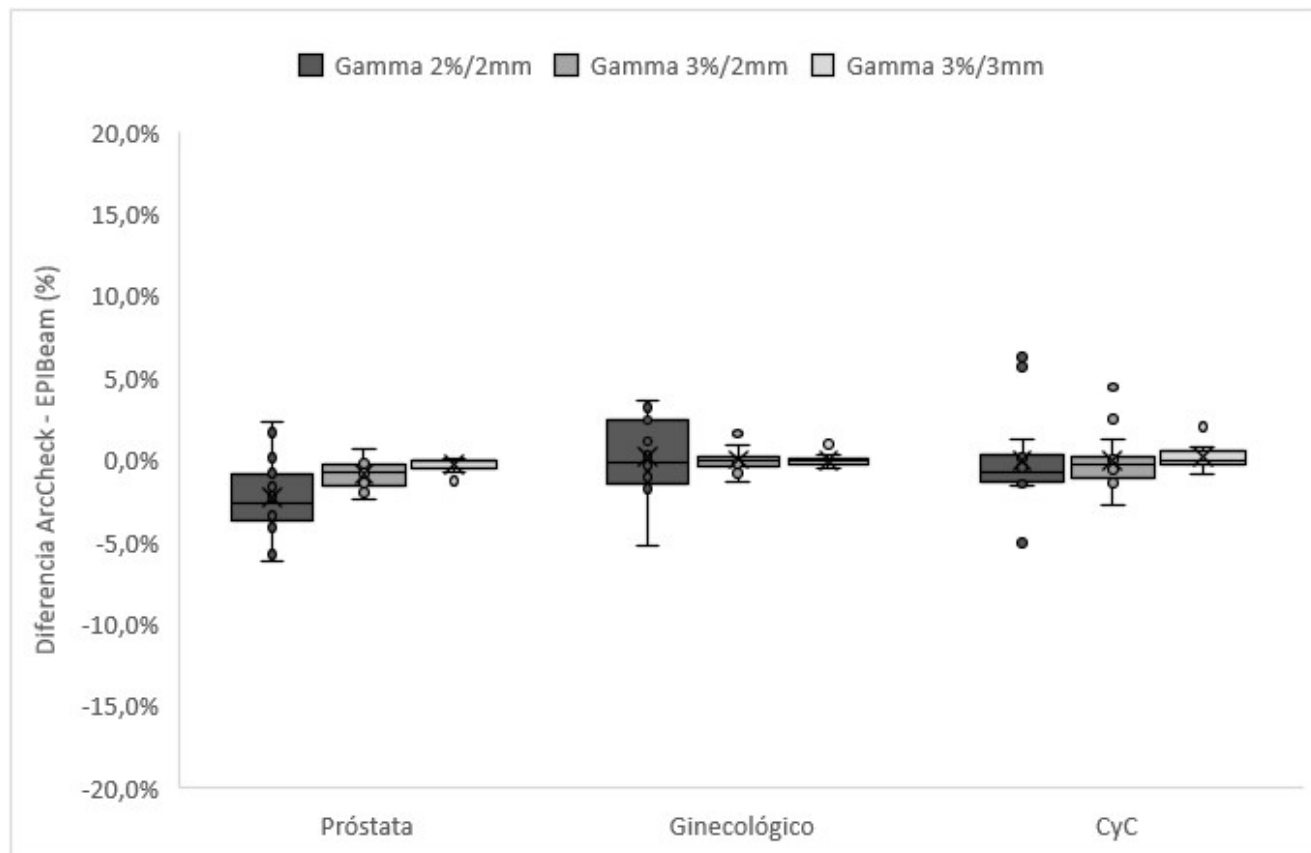


Figura 1

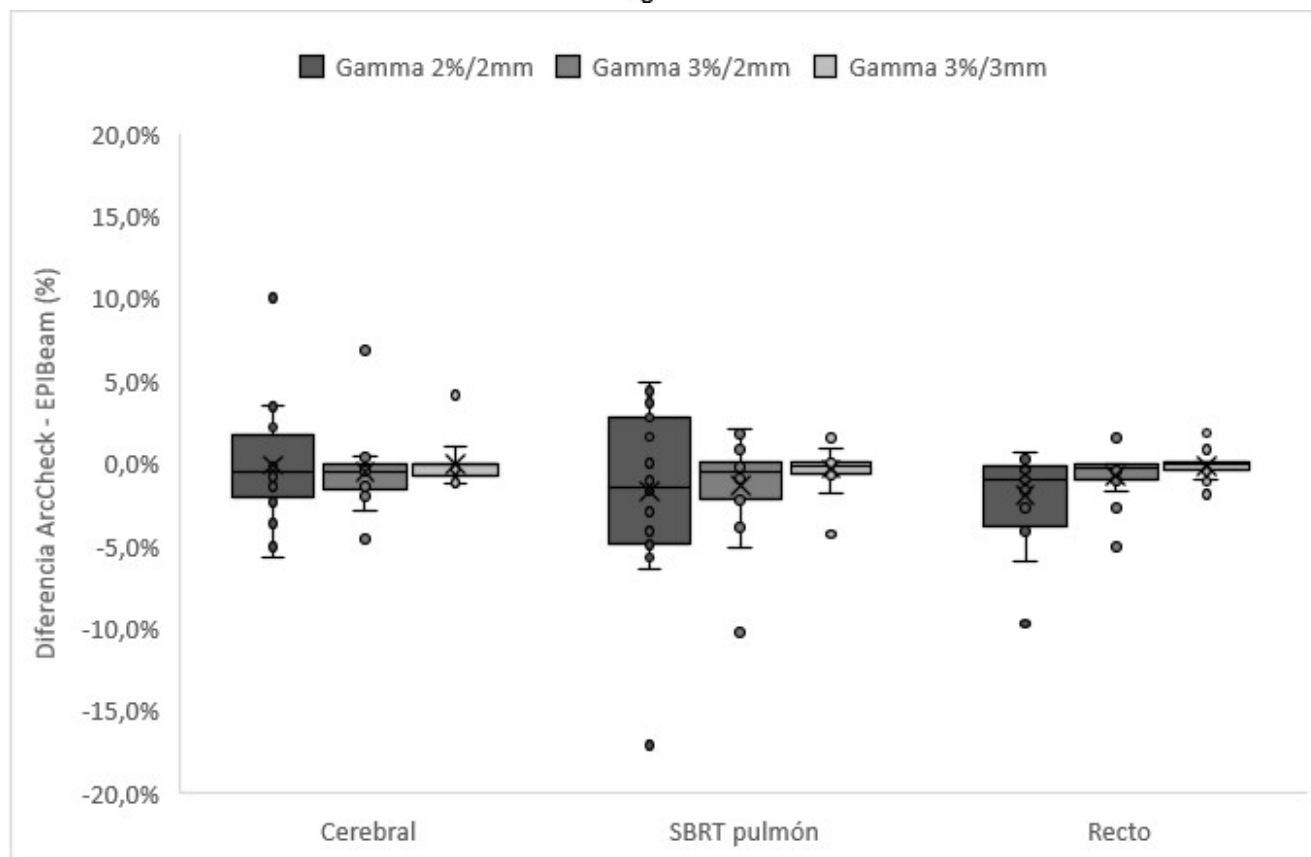


Figura 2



Si se establece un porcentaje de criterio gamma del 95% para la aceptación de planes, el acuerdo entre los resultados, en todos los tratamientos, es del 77.1 ( $\pm 1.4$ ) % para 2%/2mm, 95.1 ( $\pm 0.7$ ) % para 3%/2mm y 100 ( $\pm 0.0$ ) % para 3%/3mm, con intervalo de confianza del 95%.

## DISCUSIÓN

El acuerdo porcentual entre ambos sistemas es aceptable, con mayores discrepancias para tratamientos de SBRT del pulmón y cerebrales. Esto pone en evidencia la diferencia de ambos equipos respecto a resolución espacial, ya que el tamaño muestral de EPIBeam crea una estadística más amplia que ArcCheck.

La diferencia cuando se trata de próstatas, rectos y ginecológicos son menores. Estos tratamientos son, en general, poco conformados y de volúmenes grandes, con menor requisito de resolución espacial.

Cabe destacar que los resultados obtenidos en ORL son muy semejantes, pese a lo esperable por la mejora en resolución espacial que ofrece EPIbeam. Estos son tratamientos muy conformados, con altos gradientes de dosis, y de volumen intermedio.

Existe gran concordancia en la aceptación con el criterio 3%/2mm para todas las localizaciones entre ArcCheck y EPIBeam. No obstante, se recomienda ampliar el estudio para las SBRT de pulmón, introduciendo un tercer sistema de verificación, e incluyendo energías sin filtro aplanador.

Se debe prestar atención en el control de calidad de exactitud de ángulo de gantry, pues el sistema EPIBeam gira solidariamente durante la irradiación del plan, y errores en el posicionamiento angular no son detectables mediante este sistema.

## CONCLUSIÓN

Atendiendo a los resultados obtenidos, el sistema EPIBeam, basado en dosimetría portal, es válido para la realización de verificaciones pretratamiento de IMRT y VMAT en las localizaciones analizadas. EPIBeam supone una alternativa al uso de ArcCheck, siendo más eficiente, por la reducción en tiempo y una mejora en la resolución espacial.

# EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DEL PROCESO DE RECONSTRUCCIÓN CON EL SISTEMA VERISOFT-OCTAVIUS 4D DE PTW

Benito García, J. C. (1); Ramos Pachó, J. A. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Tenllado Baena, E. (1); Granado Alonso, L. (1); Fernández Lara, ? A. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Escobar Corominas, I. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Montes Fuentes, C. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: VERISOFT, OCTAVIUS, DQA

## INTRODUCCIÓN

La verificación dosimétrica de planes de tratamiento realizados con técnicas como *IMRT* o *VMAT* comprende una amplia variedad de posibles comprobaciones, entre ellas medidas de distribuciones bidimensionales de dosis absorbida con matrices de detectores o herramientas de reconstrucción tridimensional de dosis a partir de las medidas con esos detectores. Respecto a este último tipo, la reconstrucción implica un proceso de cálculo de dosis absorbida en el maniquí cuyo funcionamiento es necesario comprobar para poder correlacionar la medida realizada con el resultado de la evaluación dosimétrica. Éste es el caso del sistema *Octavius4D* con la aplicación *Verisoft (PTW)*, cuyo proceso de reconstrucción se evalúa en este trabajo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema *Octavius4D* con la matriz 1500 consta de un maniquí cilíndrico en el que se inserta la matriz de detectores y una unidad de rotación que hace que dicha matriz gire solidariamente con el brazo del acelerador, estimando la fluencia para cada ángulo con la que reconstruye la distribución tridimensional de dosis en el maniquí. Por otro lado, es posible medir directamente la dosis absorbida en el plano coronal central deshabilitando la función de rotación, aunque su uso sólo está indicado para incidencia normal. De este modo se puede comparar la medida directa de un plano de dosis absorbida con el mismo plano de la dosis reconstruida en el maniquí y llevar a cabo una evaluación gamma 3D global (3%, 2mm, según el *TG 218* de la AAPM).



Los casos analizados, correspondientes a distintas localizaciones y energías de los campos de tratamiento, se han realizado en una unidad *Varian TrueBeam* con un sistema *MLC HD120*.

## RESULTADOS

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos indicando tanto el tipo de tratamiento como la energía utilizada en cada caso:

| Energía                         | Localización | Técnica                | Número de puntos con gamma < 1<br>(global, $\Delta D = 3\%$ , $\Delta DTA = 2\text{mm}$ , umbral 10%) |                           |                           |
|---------------------------------|--------------|------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------|---------------------------|
|                                 |              |                        | Medida Octavius -                                                                                     | Medida Octavius - Cálculo | Reconstrucción Octavius - |
|                                 |              |                        | Reconstrucción Octavius                                                                               | Acuros XB                 | Cálculo Acuros XB         |
| X6MV                            | Pulmón       | VMAT                   | 92.00%                                                                                                | 85.30%                    | 91.00%                    |
| X6MV                            | Cráneo       | VMAT                   | 95.30%                                                                                                | 98.90%                    | 95.40%                    |
| X6MV                            | ORL          | VMAT                   | 85.30%                                                                                                | 97.90%                    | 93.80%                    |
| X6MV                            | Cráneo       | VMAT                   | 96.00%                                                                                                | 97.90%                    | 96.50%                    |
| X6MV                            | Pulmón       | VMAT + Arco conformado | 82.70%                                                                                                | 90.40%                    | 94.90%                    |
| X10MV                           | Pelvis       | VMAT                   | 85.70%                                                                                                | 98.70%                    | 94.50%                    |
| X6MV FFF                        | Pulmón       | SBRT                   | 89.50%                                                                                                | 79.40%                    | 92.70%                    |
| X6MV FFF                        | Pulmón       | SBRT                   | 82.70%                                                                                                | 81.50%                    | 93.80%                    |
| X6MV FFF                        | Cráneo       | RTEF                   | 79.50%                                                                                                | 87.20%                    | 87.30%                    |
| X6MV FFF                        | Cráneo       | RTEF                   | 81.90%                                                                                                | 96.20%                    | 81.30%                    |
| X10MV FFF                       | Abdomen      | SBRT                   | 85.20%                                                                                                | 90.70%                    | 96.50%                    |
| Estadística global              |              | Promedio               | 86.89%                                                                                                | 91.28%                    | 92.52%                    |
|                                 |              | Desviación típica      | 5.55%                                                                                                 | 7.18%                     | 4.56%                     |
| Estadística parcial VMAT        |              | Promedio               | 89.50%                                                                                                | 94.85%                    | 94.35%                    |
|                                 |              | Desviación típica      | 5.66%                                                                                                 | 5.67%                     | 1.87%                     |
| Estadística parcial SBRT - RTEF |              | Promedio               | 83.76%                                                                                                | 87.00%                    | 90.32%                    |
|                                 |              | Desviación típica      | 3.80%                                                                                                 | 6.83%                     | 6.05%                     |

Tabla 1. Comparación de medida frente a reconstrucción de Octavius, y de medida y reconstrucción de Octavius frente al cálculo de Eclipse. Resaltados los valores en verde (>95%), azul (entre el 90% y el 95%), amarillo (entre el 80% y el 90%) y rojo (<80%).

## DISCUSIÓN

Los resultados muestran discrepancias entre la medida y la reconstrucción de Octavius, no alcanzando el 90% de tasa de paso para la gamma en la mayoría de los casos; entre las posibles causas se encuentran la dependencia angular del detector ante incidencias oblicuas, que supone unas condiciones de medida distintas de las previstas por *PTW*, y la inexactitud de la reconstrucción para reproducir la dosis. La mejora de los resultados al comparar la medida y la reconstrucción de Octavius con el cálculo de Eclipse sugieren que ambos factores influyen. Por otra parte, la limitada resolución del detector (7,07 mm) tiene una influencia que se ve magnificada en los planes con técnicas como *SBRT* o *RTEF*, que implican campos pequeños y distribuciones de dosis y fluencia abruptas.

## CONCLUSIONES

Los resultados muestran una falta de acuerdo entre la reconstrucción y la medida directa de dosis absorbida en el plano coronal central, algo esperable dado que el fabricante no prevé el uso del detector en incidencia oblicua y que explica la mejora del resultado al comparar la reconstrucción de Octavius con el cálculo de Eclipse. La mejora, aunque menor, al comparar la medida con el cálculo de Eclipse indica las limitaciones en la reconstrucción. Se pretende ampliar el análisis en el futuro.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> REPORT NO. 218-TOLERANCE LIMITS AND METHODOLOGIES FOR IMRT MEASUREMENT-BASED VERIFICATION QA: RECOMMENDATIONS OF AAPM TASK GROUP NO. 218 (2018)
- <sup>2</sup> VERISOFT USER MANUAL. PTW
- <sup>3</sup> OCTAVIUS4D USER MANUAL. PTW



## EVALUACIÓN DEL SISTEMA QA ARCCHECK PARA TOMOTERAPIA

Yang, G. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Plaza Núñez, R. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Sánchez López, R. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, VERIFICACIÓN TRATAMIENTOS, TOMOTERAPIA, ARCCHECK

### INTRODUCCIÓN

Con la Tomoterapia conseguimos una alta conformación al combinar IMRT con el movimiento longitudinal de la mesa. Debido a su complejidad, es importante la verificación de los tratamientos antes de su inicio.

El ArcCHECK es un maniquí cilíndrico formado por un array tridimensional de 1386 diodos situados en espiral que sirve para dicha verificación [1]. Evaluaremos su desempeño estudiando: densidad PMMA, repetibilidad, ángulo Gantry, linealidad de dosis, dosis por pulso y tamaño de campo.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Las medidas fueron obtenidas con el acelerador TomoTherapy de Accuray y el sistema QA ArcCHECK de SunNuclear.

Medimos campos de 5x40 cm<sup>2</sup> de 20s a 85 cm de la fuente. En las medidas de dosis por pulso hemos variado las distancias al isocentro y en linealidad, el tiempo. También hemos comparado los factores de campo para  $y=2,5; 1$  cm con los de la cámara de ionización Exradin A1SL.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### Densidad PMMA

Como las heterogeneidades del ArcCHECK han sido consideradas en los factores de corrección, se asigna una densidad homogénea en el planificador. Empezamos con 1,184 g/cm<sup>3</sup> e incrementamos 0,01 g/cm<sup>3</sup> hasta conseguir el valor óptimo, en nuestro caso ha sido 1,214 g/cm<sup>3</sup>. Este paso reduce los posibles errores sistemáticos que pueda acarrear.

#### Repetibilidad

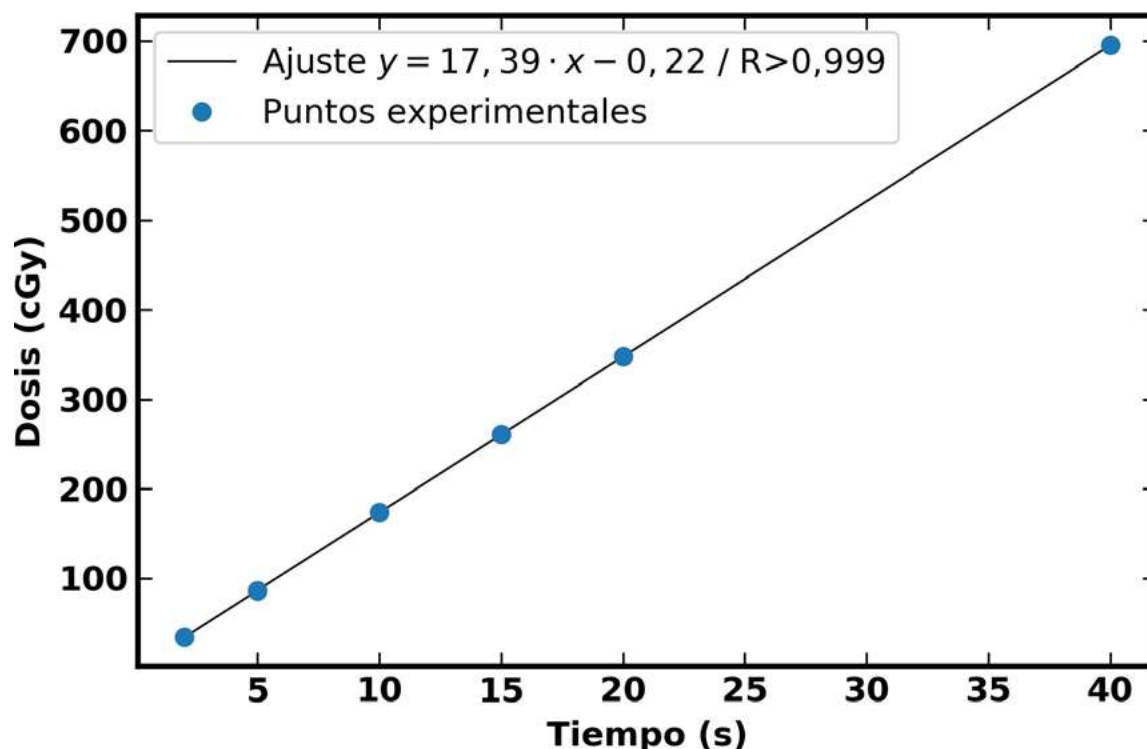
Las medidas de 5 irradiaciones consecutivas obtenidas por los 6 diodos centrales son próximas entre sí con una desviación típica de 0,02%.

#### Ángulos Gantry

Las respuestas de los 2 diodos centrados con campos a 0°, 90° y 270° son consistentes entre sí, con una desviación típica de 0,16%.

#### Linealidad de dosis

Los diodos presentan una buena respuesta lineal con un coeficiente de regresión lineal muy cercano a la unidad como se observa en la Fig. 1, con discrepancias entre 0,01% y 0,3%. Estos resultados concuerdan con los obtenidos por otros autores como Li et al. [2].



#### Dosis por pulso

Hemos analizado cómo responden los diodos al variar la distancia a la fuente aplicando la ley inversa del cuadrado. De acuerdo a la TABLA 1, esta diferencia es mayor al acercarse a la fuente, en el que los diodos presentan una sensibilidad de 0,41%/cm mayor. Al alejarse, la respuesta es 0,3%/cm menor tanto a 5 cm como a 10 cm. Resultados similares para VMAT han sido reportados por Chaswal et al. [3].

| SAD (cm) | Dosis (cGy) | D normalizada a 85 cm | ISF  | Dosis/Pulso | Dif (%) | Dif (%) /cm |
|----------|-------------|-----------------------|------|-------------|---------|-------------|
| 75       | 468,33      | 1,34                  | 1,28 | 1,04        | 4,1     | 0,41        |
| 80       | 402,75      | 1,15                  | 1,13 | 1,02        | 1,8     | 0,37        |
| 85       | 350,34      | 1,00                  | 1,00 | 1,00        | -       | -           |
| 90       | 307,92      | 0,88                  | 0,89 | 0,99        | -1,5    | -0,29       |
| 95       | 272,62      | 0,78                  | 0,80 | 0,97        | -2,8    | -0,28       |

#### Tamaños de campo

La discrepancia para  $y=2,5$  cm es de -0,39% mientras que para  $y=1$  cm es de 8,13%. La diferencia en el más pequeño puede deberse a la alta dependencia de los diodos a los fotones de baja energía [4]. Sin embargo, considerando que la respuesta de la cámara de ionización es menor debido al efecto del promedio de volumen, especialmente en campos pequeños no homogéneos [5], esta diferencia no es tan drástica.

#### CONCLUSIONES

El ArcCHECK ha superado de forma satisfactoria las pruebas anteriores. Sin embargo, en la dependencia del tamaño de campo existe una diferencia significativa, por tanto una futura prueba sería estudiar cómo afecta la radiación dispersa a los diodos, analizando aquellos situados fuera del campo de radiación.

#### REFERENCIAS

<sup>1</sup> ARC CHECK USER'S GUIDE

<sup>2</sup> LI, G., ZHANG, Y., JIANG, X., BAI, S., PENG, G., WU, K., & JIANG, Q. (2013). EVALUATION OF THE ARC CHECK QA SYSTEM FOR IMRT AND VMAT VERIFICATION. PHYSICA MEDICA, 29(3), 295-303. DOI:10.1016/j.ejmp.2012.04.005



- <sup>3</sup> CHASWAL, V., WELDON, M., GUPTA, N., CHAKRAVARTI, A., & RONG, Y. (2014). COMMISSIONING AND COMPREHENSIVE EVALUATION OF THE ARCCHECK CYLINDRICAL DIODE ARRAY FOR VMAT PRETREATMENT DELIVERY QA. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, 15(4), 212-225. DOI:10.1120/JACMP.V15I4.4832
- <sup>4</sup> YIN, Z., P. HUGTENBURG, R., & H. BEDDOE, A. (2002). RESPONSE OF SILICON DIODE DOSEMETERS TO SCATTERED RADIATION FROM MEGAVOLTAGE PHOTON BEAMS. RADIATION PROTECTION DOSIMETRY, 101(1), 415-418. DOI:10.1093/oxfordjournals.rpd.a006014
- <sup>5</sup> LOW, D. A., PARIKH, P., DEMPSEY, J. F., WAHAB, S., & HUQ, S. (2003). IONIZATION CHAMBER VOLUME AVERAGING EFFECTS IN DYNAMIC INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY BEAMS. MEDICAL PHYSICS, 30(7), 1706-1711. DOI:10.1118/1.1582558

## COMPARACIÓN DE DOS ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS: VERIFICACIONES PRETRATAMIENTO

Macías Castillo, M. J. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Rodríguez Alarcón, C. (1); Almendral Manzano, P. (1); Llamas Martínez, P. (1); Carrasco, D. (1)

(1) Hospital Universitario de Badajoz

PALABRAS CLAVE: GAMMA, SBRT, MAMA, MONTECARLO, COLLAPSED CONE CONVOLUTION

### INTRODUCCIÓN

Debido a la dependencia de un plan de tratamiento de radioterapia con el tipo de algoritmo de cálculo de dosis utilizado por el sistema de planificación, una serie de planes de tratamientos planificados con algoritmo de cálculo de dosis "Collapsed Cone Convolution" (CCC) se han vuelto a calcular con Monte Carlo (MC) con objeto de comparar las diferencias dosimétricas entre ellos y con las medidas que se llevaron a cabo antes de cada tratamiento.

### MATERIAL Y MÉTODOS

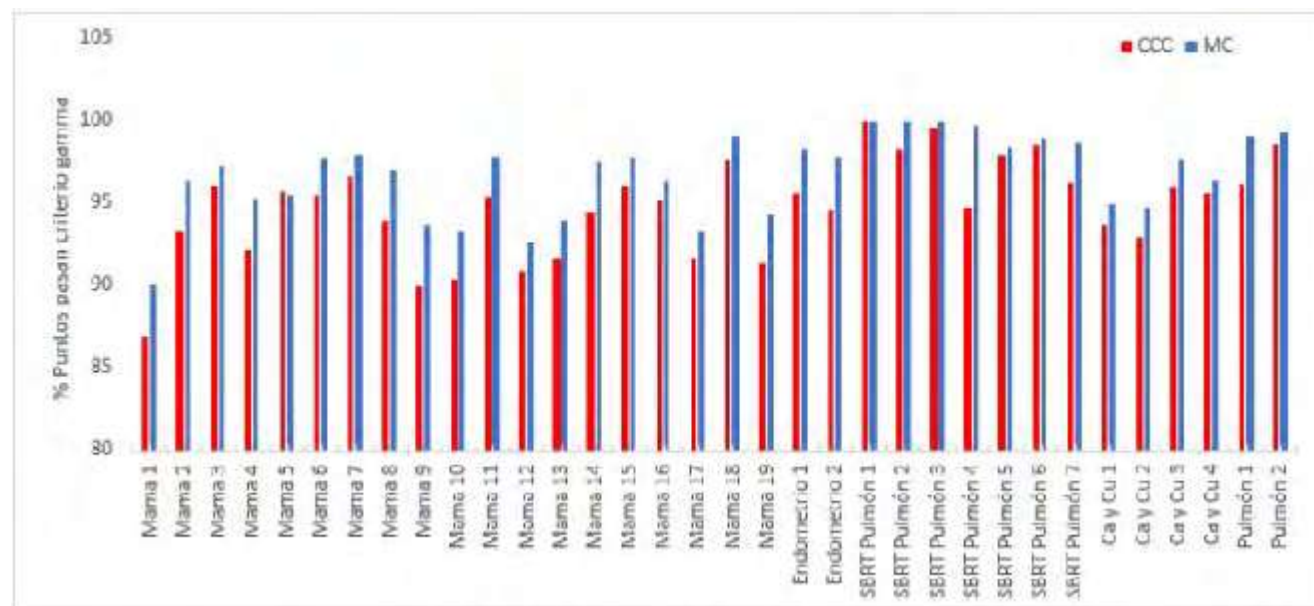
Se seleccionan 34 tratamientos en diferentes localizaciones: 19 pacientes de mama, 2 de endometrio, 2 de pulmón, 7 de SBRT de pulmón y 4 de cabeza y cuello. Se planifican en Pinnacle (v16.2.1) de Philips con el algoritmo CCC y se recalculan, sin modificar ningún parámetro, en Monaco (v5.51.02) de Elekta con el algoritmo MC de fotones, con una incertidumbre estadística del 1%.

La verificación del plan de tratamiento se hizo con una matriz de 1500 detectores en el maniquí Octavius 4D (PTW). El acelerador lineal usado es un Elekta Versa HD.

La plataforma empleada para analizar los resultados es el software Verisoft de PTW. Se realizó la comparativa de planes usando gamma global 3%/2mm, despreciando dosis inferiores al 10% de dosis máxima. Se compararon ambos algoritmos (CCC y MC) con los datos experimentales medidos en el acelerador.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados de la tasa de paso obtenidos para los 34 pacientes se recogen en el siguiente histograma.







Al aplicar la prueba t para medias de 2 muestras emparejadas, para un alfa de 0,05, obtenemos:

| Parámetro              | Media |       | p-valor | Diferencia de medias |
|------------------------|-------|-------|---------|----------------------|
|                        | CCC   | MC    |         |                      |
| % Paso de Gamma 2mm 3% | 94,81 | 96,79 | <0,001  | -1,98                |

Con un nivel de confianza de un 95% (valor de alfa de 0.05) se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre la tasa de paso gamma con ambos algoritmos, siendo ligeramente mejores con Monaco. Pese a esto, las diferencias encontradas son pequeñas desde el punto de vista clínico que supone.

Se ha de tener en cuenta que estos resultados pueden depender en parte del modelado particular de nuestro acelerador realizado en cada sistema de planificación.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MONACO 5.51.10 IMRT/VMAT TREATMENT PLANNING. TRAINING MODULE. ELEKTA. DOCUMENT ID: E017179/01. PUBLICATION DATE: 01/2021.
- <sup>2</sup> MONACO DOSE CALCULATION TECHNICAL REFERENCE MANUAL. DOCUMENT ID: E014439/02. PUBLICATION DATE: 01/2021.
- <sup>3</sup> MA C, PAWLICKI T, JIANG S, ET AL. MONTE CARLO VERIFICATION OF IMRT DOSE DISTRIBUTIONS FROM A COMMERCIAL TREATMENT.
- <sup>4</sup> AMERICAN JOINT COMMISSION ON CANCER (AJCC). 2010. "CANCER STAGING HANDBOOK". 7TH EDITION. SPRINGER, NEW YORK.

## EVALUACIÓN DEL EFECTO DOSIMÉTRICO DEL CONTORNO DE LA MÁSCARA TERMOPLÁSTICA EN DOS SISTEMAS DE CÁLCULO SECUNDARIO INDEPENDIENTE

Suárez Álvarez, N. (1); Hierro Rivero, A. (1); Sánchez Ruipérez, J. (1); Villalón Arias, C. (1); Herrero Rojas, J. (1); Fernández García, J. (1); Peinado Montes, M. ? (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias

PALABRAS CLAVE: DOSECHECK, COMPASS

#### INTRODUCCIÓN

El Task Group 219 de la AAPM detalla el papel actual de los programas de cálculo secundario independiente de dosis absorbida y/o UM como parte de los sistemas de verificación de planes de tratamiento IMRT y VMAT. En nuestro centro, el uso de los sistemas DoseCHECK (Sun Nuclear Inc) y COMPASS (IBA Dosimetry) es complementario a las verificaciones realizadas con dosimetría portal y Matrixx ImRT (IBA Dosimetry).

Trabajos previos han estudiado las limitaciones de los algoritmos de cálculo de dosis basados en modelos en la región de build-up. El objetivo de este trabajo es evaluar la influencia dosimétrica del contorno de la máscara termoplástica en los sistemas DoseCHECK y COMPASS en planes de tratamiento de cabeza y cuello.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Tanto DoseCHECK como COMPASS realizan el cálculo independiente de una distribución de dosis 3D a través de un algoritmo de tipo convolución/superposición de cono colapsado (CCCS).

En este estudio se seleccionaron 22 pacientes de cabeza y cuello. En cada caso, el mismo plan de VMAT realizado con energía 6MV para un TrueBeam STx se proyectó sobre dos conjuntos de estructuras: uno con el body contorneado por defecto, y otro con una expansión de 2mm en promedio. El plan se calculó con los algoritmos Analytic Anisotropic Algorithm (AAA) y Acuros XB 15.5. Esas cuatro distribuciones de dosis fueron recalculadas en DoseCHECK y el plan original calculado con AAA fue evaluado en COMPASS a través de la reconstrucción de la fluencia medida con el sistema Matrixx ImRT.

El análisis de las distribuciones se evaluó mediante el criterio gamma (3%/ 3 mm y 15% de umbral en dosis absoluta). Además, los planes fueron verificados mediante dosimetría portal (criterio gamma 3% -3mm).



## RESULTADOS

Los resultados del índice gamma se muestran en la figura 1.

En el caso de DoseCHECK, el porcentaje de puntos que satisface el criterio gamma es en promedio  $97.4 \pm 2.28\%$  y  $98.3 \pm 2.7\%$  para los planes originales calculados con AAA y AXB, y  $98.8 \pm 2.1\%$  y  $98.9 \pm 1.1\%$  para los casos del contorno extendido.

El resultado promedio para la reconstrucción de dosis con COMPASS es de  $97.8 \pm 2.2\%$ . En el caso de la dosimetría portal, el porcentaje promedio se encuentra por encima del 99.9% en todos los casos.

El contorno extendido supuso una mejora promedio de un 1.3% en la evaluación de la dosis absorbida en el contorno del PTV.

## CONCLUSIONES

Los sistemas DoseCHECK y COMPASS muestran el mismo comportamiento. La evaluación mediante análisis gamma mejora un 1% en promedio al incluir el contorno de la máscara. Este efecto es particularmente notable (mejora de hasta un máximo de 5.9%) cuando el PTV está próximo a la piel y se prolonga en la región de los hombros, y el plan es calculado con AAA (figura 2). Este algoritmo tiende a subestimar la dosis en la región de build-up, por lo que se recomienda usar Acuros XB puesto que las diferencias con los algoritmos de tipo CCCS son menores en dicha región.

# ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DEL TAMAÑO DE ANCHO MÍNIMO DEL SEGMENTO EN EL CONTROL DE CALIDAD DE TRATAMIENTOS DE MAMA VMAT

Martínez Sánchez, M. (1); Huertas Martínez, C. (1); Ferrer Gracia, C. (1); García Riñón, D. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Sánchez López, R. L. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: MÓNACO ARC CHECK GAMMA SEGMENT MAMA QA CALIDAD

## INTRODUCCIÓN

En el sistema de planificación Monaco se pueden variar los parámetros de optimización como el número de veces que el arco hace el recorrido, el número de puntos de control o el tamaño de los segmentos. Estos afectan al segmentado e influyen en la calidad del tratamiento.

En este trabajo se va a estudiar cómo afecta el parámetro Minimum Segment Width en el resultado del índice gamma del plan. Este parámetro permite establecer la distancia mínima entre laminas del MLC para cada segmento del tratamiento y puede variar entre 0,5 y 2 cm. Con segmentos más pequeños pueden conseguirse gradientes de dosis mayores, pero las dosis de estos segmentos pueden no ser totalmente reproducibles, mientras que con segmentos mayores los gradientes de dosis tienden a ser menores y los segmentos deberían ser más reproducibles.

Las verificaciones se realizan en un tratamiento de mama ya que debido a la imprecisión en el posicionamiento y por el movimiento respiratorio es más importante la reproducibilidad del tratamiento.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se elige un tratamiento de mama muy modulado que no supero el criterio gamma ( $3\%, 2\text{mm}$ )  $> 95\%$ . Así se asegura que el valor del parámetro Minimum Segment Width afectara al segmentado final del plan, pues en principio requirió segmentos pequeños para poder cumplir los objetivos en los órganos sanos.

Se repite la planificación en un planificador Monaco (v5.51.11), con valores de segmento mínimo de 0,5 cm, 1cm, 1,5 cm y 2 cm y sin modificar los objetivos del tratamiento.

A continuación, se verifican en un acelerador Elekta Synergy con un detector ArcCheck<sup>TM</sup> y software SNC Patient (SunNuclear, v8.1.2). y se determinan los valores gamma( $3\%, 3\text{mm}$ ), gamma( $3\%, 2\text{mm}$ ) y gamma( $2\%, 2\text{mm}$ ).

## RESULTADOS

Se presentan a continuación los resultados obtenidos para las medidas de los 4 tratamientos, junto con las unidades monitor de cada tratamiento.



| MSW (cm) | MU   | Criterio $\gamma$ |          |          |
|----------|------|-------------------|----------|----------|
|          |      | 3 % 3 mm          | 3 % 2 mm | 2 % 2 mm |
| 0,5      | 1324 | 85                | 79,2     | 69,5     |
| 1        | 1189 | 88,8              | 82,3     | 71,6     |
| 1,5      | 1253 | 91,4              | 84,4     | 75       |
| 2        | 1260 | 90,7              | 85,4     | 76,5     |

## DISCUSIÓN

El tratamiento de segmento mínimo 0,5 cm, con más unidades monitor y más modulado, tiene el porcentaje de paso gamma(3%,3mm) más bajo, del 85 %. Al aumentar la distancia mínima entre laminas el porcentaje de paso aumenta hasta 91.4 % para 1.5 cm, no observándose mejora al aumentar a 2 cm.

En todos los casos las distribuciones de dosis de dosis eran similares, sin cambios significativos en las dosis a los órganos de riesgo y PTVs.

## CONCLUSIONES

Aún con las limitaciones comentadas y la necesidad de más muestras, se confirma la necesidad de elegir un tamaño de segmento adecuado para cada tratamiento, intentando no aumentar innecesariamente la modulación en los tratamientos menos complejos. ya que el modelado del planificador no es apropiado para campos muy pequeños.

# DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA GUIADA POR IMAGEN CON TOMOGRAFÍA DE HAZ CÓNICO

San José Olmedo, D. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Díaz Aviñó, C. (1); Hierro Rivero, A. (1); Villacé Gallego, A. (1); Rodríguez Latorre, D. (1); Crelgo, D. (1); Sánchez Ruiperez, J. (1); Martín Sánchez, Z. (1); Sánchez Galiano, P. (1); García Balsa, Á. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias

## INTRODUCCIÓN

El uso diario de tomografía de haz cónico (CBCT) es habitual en radioterapia guiada por imagen (IGRT). Existen diferentes técnicas y configuraciones de los protocolos que afectan a la dosis recibida por el paciente y la calidad de imagen.

El objeto del presente trabajo es estimar la dosis impartida por los diferentes protocolos de CBCT de las unidades Novalis TX, Truebeam y Halcyon v2.0 de nuestro servicio.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se realizaron utilizando un conjunto cámara-electrómetro con la cámara de ionización semiflex 31010 de 0.125cc (PTW), previa calibración cruzada con equipo de diagnóstico convencional con una cámara de ionización cilíndrica Radcal 10X5-6 de 6cc con certificado de calibración en calidades de diagnóstico.

Se utilizó un maniquí de tamaño 90x30x19cm (largo, ancho, alto), formado por tres bloques de agua sólida RW3 (PTW), con la cámara de ionización situada en una lámina del bloque central. Las dimensiones del maniquí son tales que su tamaño es mayor que los campos de CBCT, para así contabilizar toda la radiación dispersa generada por el paciente. Asimismo, se utiliza una cámara de pequeño volumen calibrada en calidades de diagnóstico, como recomienda la AAPM en el TG-111.

La dosis absorbida se determinó para varios protocolos (TABLA 1) en tres puntos: en la parte superior e inferior, a 1.5 cm de la superficie más próxima del maniquí, y en el centro, situando el isocentro de la unidad en el centro del maniquí.



## RESULTADOS

Las dosis medidas para los distintos protocolos y unidades de tratamiento estudiadas se presentan en la TABLA 1.

## DISCUSIÓN

Para una unidad de tratamiento determinada, los protocolos de cabeza son los que menor dosis imparten al paciente, seguidos de los de tórax y pelvis, debido al mayor kV y carga utilizados en los últimos.

Existen diferencias en las dosis impartidas al paciente entre los protocolos para la misma localización en las distintas unidades de tratamiento. Los protocolos de la unidad Halcyon v2.0 imparten más dosis en el centro del paciente para una localización determinada. El protocolo que mayor dosis imparte es el de pelvis grande, en la unidad Truebeam.

Cabe destacar las diferentes técnicas que cada equipo emplea en los protocolos de cabeza, siendo la unidad Novalis TX la que imparte menor dosis en cristalino del paciente al evitar entrar por la parte anterior durante la realización del CBCT. Conclusiones

Las dosis impartidas por los CBCT de las unidades analizadas dependen de los parámetros con los que está configurado el protocolo utilizado (kV, mAs y recorrido del arco), así como de la unidad de tratamiento. El protocolo que más dosis imparte al paciente es el de pelvis grande de la unidad Truebeam, y los que menos dosis imparten son los de cabeza de baja dosis. La realización de CBCT diario durante 35 fracciones con los protocolos de pelvis supera 1 Gy de dosis acumulada en dichos protocolos.



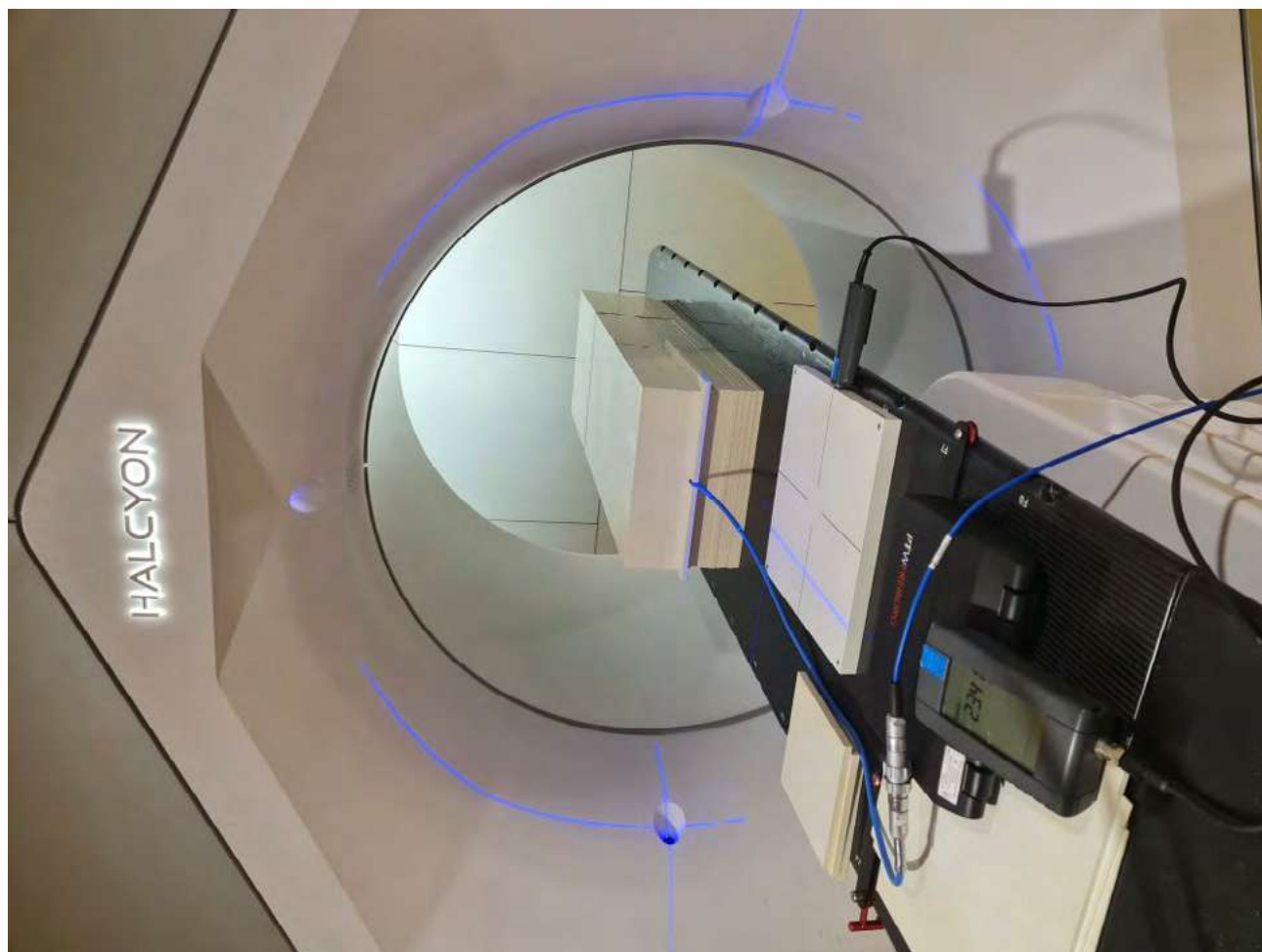
| HALCYON v2.0                |               |                         |               |                          |                          |               |
|-----------------------------|---------------|-------------------------|---------------|--------------------------|--------------------------|---------------|
|                             | <i>Pelvis</i> | <i>Pelvis rápido</i>    | <i>Tórax</i>  | <i>Tórax rápido</i>      | <i>Cabeza baja dosis</i> | <i>Cabeza</i> |
| <i>kV</i>                   | 125           | 125                     | 125           | 125                      | 100                      | 100           |
| <i>mAs</i>                  | 1080          | 560                     | 294           | 270                      | 42                       | 126           |
| <i>Campo (cm)</i>           | 24.5          | 24.5                    | 24.5          | 24.5                     | 24.5                     | 24.5          |
| <i>Recorrido Tubo RX</i>    | Completo      | Completo                | Completo      | Completo                 | Completo                 | Completo      |
| <i>Dosis Superior (mGy)</i> | 41.8          | 22.6                    | 12.3          | 11.1                     | 1.1                      | 2.8           |
| <i>Dosis Inferior (mGy)</i> | 39            | 21                      | 11.5          | 10.3                     | 1                        | 2.6           |
| <i>Dosis Centro (mGy)</i>   | 33.7          | 18.5                    | 10            | 9.3                      | 0.8                      | 2.2           |
| NOVALIS TX (OBI v1.6)       |               |                         |               |                          |                          |               |
|                             | <i>Pelvis</i> | <i>Tórax baja dosis</i> | <i>Cabeza</i> | <i>Cabeza baja dosis</i> | <i>Cabeza alta dosis</i> |               |
| <i>kV</i>                   | 125           | 110                     | 100           | 100                      | 100                      |               |
| <i>mAs</i>                  | 1040          | 400                     | 400           | 200                      | 2000                     |               |
| <i>Campo (cm)</i>           | 16            | 16                      | 18            | 18                       | 18                       |               |
| <i>Recorrido Tubo RX</i>    | Completo      | Completo                | 22º - 178º    | 22º - 178º               | 22º - 178º               |               |
| <i>Dosis Superior (mGy)</i> | 38.5          | 11.3                    | 0.6           | 0.3                      | 2.9                      |               |
| <i>Dosis Inferior (mGy)</i> | 34            | 9.9                     | 5.1           | 2.6                      | 25.7                     |               |
| <i>Dosis Centro (mGy)</i>   | 25.2          | 7                       | 2.1           | 1.1                      | 11.3                     |               |
| TRUEBEAM                    |               |                         |               |                          |                          |               |
|                             | <i>Pelvis</i> | <i>Pelvis Grande</i>    | <i>Tórax</i>  | <i>Tórax baja dosis</i>  | <i>Cabeza</i>            |               |
| <i>kV</i>                   | 125           | 140                     | 125           | 125                      | 100                      |               |
| <i>mAs</i>                  | 1080          | 1687                    | 270           | 210                      | 150                      |               |
| <i>Campo (cm)</i>           | 17.5          | 17.5                    | 17.5          | 18.5                     | 18.5                     |               |
| <i>Recorrido Tubo RX</i>    | Completo      | Completo                | Completo      | 20º - 160º               | 340º - 180º              |               |
| <i>Dosis Superior (mGy)</i> | 29.4          | 62.5                    | 7.3           | 14.2                     | 3.8                      |               |
| <i>Dosis Inferior (mGy)</i> | 27.4          | 58.8                    | 6.8           | 1.6                      | 0.5                      |               |
| <i>Dosis Centro (mGy)</i>   | 25            | 54.7                    | 6.2           | 6.2                      | 1.9                      |               |

Tabla 1: Dosis absorbida para los protocolos de CBCT estudiados por unidad de tratamiento. El sentido de giro del recorrido del tubo es horario.









## ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE DISTINTAS MÉTRICAS DE CALIDAD EN LA EVALUACIÓN DE PLANES DE RADIOCIRUGÍA CRANEAL

Villacé Gallego, A. J. (1); Hierro Rivero, A. (1); Sánchez Ruipérez, J. (1); Crelgo Alonso, D. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Rodríguez Latorre, D. (1); García Balsa, Á. (1); Díaz Aviñó, C. (1); San José Olmedo, D. (1); Sánchez Galiano, P. (1); Fernández García, J. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias

PALABRAS CLAVE: RADIOCIRUGÍA ÍNDICE DE CONFORMIDAD ÍNDICE DE GRADIENTE RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA ARCOS DINÁMICOS CONFORMADOS

### INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de radiocirugía craneal se caracterizan por administrar dosis altas en una o pocas fracciones según el tamaño y localización de la lesión. La naturaleza de estos tratamientos hace imprescindible el uso de técnicas con un alto grado de conformación de la dosis prescrita al volumen, y con una fuerte caída de la dosis fuera de este, minimizando dosis en tejido sano y órganos adyacentes.

En la literatura existen varios índices para valorar la calidad de los planes de tratamiento y cuyo objetivo es determinar cuantitativamente la cobertura, conformación de la dosis al volumen y el gradiente de dosis fuera del mismo. A continuación se realiza un estudio de dichos índices.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Se incluyen 35 pacientes tratados mediante radiocirugía con sistema Frameless y fotones de 6SRS en el acelerador NovalisTX, equipado con MLC HD120 y sistema de posicionamiento ExacTrac.



Para metástasis cerebrales o lesiones esféricas, la técnica preferente se basa en arcos dinámicos conformados, planificados en iPlanRT. El gradiente de dosis se consigue ajustando el margen del MLC al borde de la lesión, con una distancia ideal inicial de 1 mm y prescribiendo la dosis en la isodosis del 80%.

Para volúmenes irregulares se ha optado por la planificación de los tratamientos mediante arcoterapia modulada VMAT prescribiendo a volumen  $D_{98}$  y aumentando el gradiente usando anillos auxiliares.

Los índices analizados son los siguientes:

- Índice de conformidad de la RTOG: razón entre el volumen de la isodosis de prescripción y el volumen del PTV.

- Índice de conformidad de Paddick:

$$CI_{Paddick} = \frac{(V_{obj}/V_{iso})^2 V_{obj}}{V_{iso}}$$

donde  $V_{obj}$  y  $V_{iso}$  son el volumen objetivo y el volumen de la isodosis de prescripción respectivamente.

- Índice de calidad de cobertura: cociente de la dosis mínima en el volumen objetivo y la dosis de prescripción.
- Índice de gradiente de Paddick definido como la razón entre el volumen del 50% de la dosis de prescripción y el volumen de la dosis de prescripción.
- Índice de gradiente de dosis:

$$IGD = 100 - 100 \cdot [(R50_{eff} - R100_{eff}) - 0.3]$$

siendo  $R50_{eff}$  el radio efectivo de la isodosis del 50% de la dosis de prescripción y  $R100_{eff}$  el radio efectivo de la isodosis de prescripción.

Ratio del volumen objetivo y el volumen del 50% de la dosis de prescripción.

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos se muestran en las siguientes figuras:

| Índices                      | Media | Maximo | Minimo | Intervalo recomendado (aceptable) |
|------------------------------|-------|--------|--------|-----------------------------------|
| $CI_{RTOG}$                  | 1,11  | 1,42   | 0,90   | Entre 1 y 2 (mayor de 0,9)        |
| $CI_{Paddick}$               | 0,90  | 1,09   | 0,7    | Entre 0,8 y 1 (mayor de 0,7)      |
| $Q_{RTOG}$                   | 0,92  | 1      | 0,85   | Mayor que 0,9 (mayor de 0,8)      |
| $V100$                       | 99,54 | 100    | 96,7   | Mayor o igual que 98              |
| $GI_{Paddick}$               | 3,88  | 7,69   | 2,6    | Dependiente del volumen           |
| Índice de gradiente de dosis | 92,65 | 106,50 | 77,4   | Dependiente del volumen           |
| $PTV/V50ratio$               | 0,25  | 0,34   | 0,13   | Dependiente del volumen           |

Cuadro 1: Resultados de los principales índices dosimétricos e intervalos ideales.

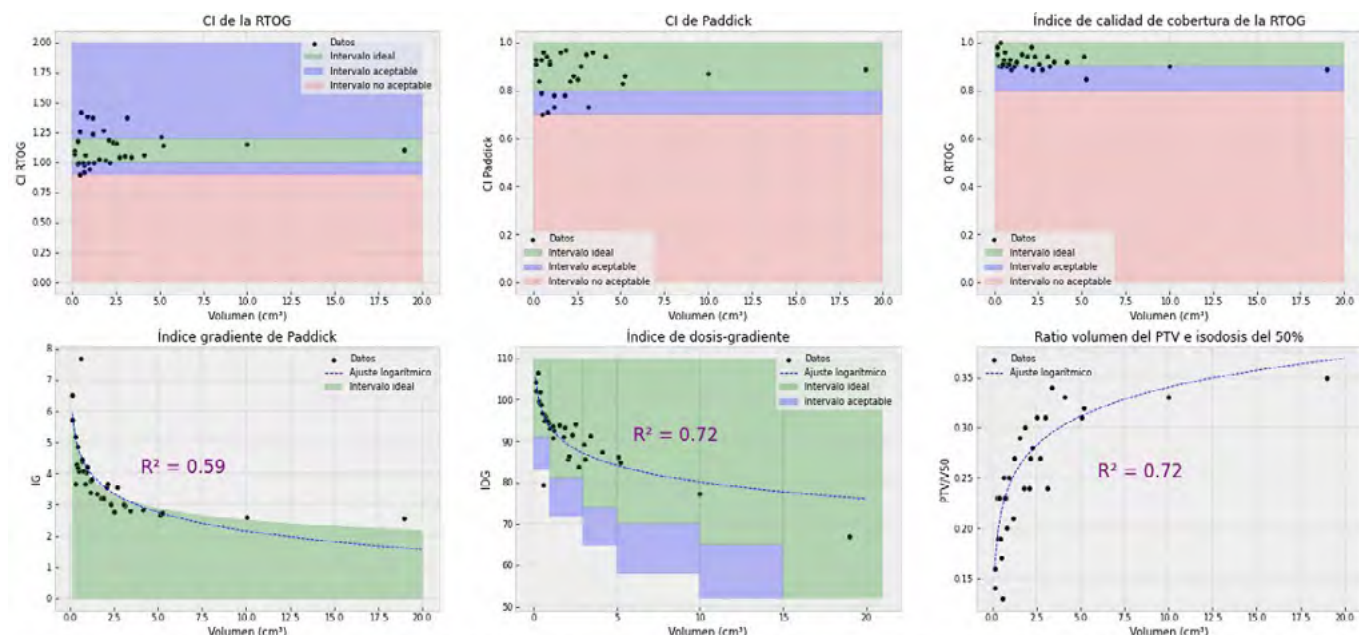


Figura 1. Representación gráfica de los principales índices de conformidad. En los índices que presentan una dependencia volumétrica (los dos de gradiente y el ratio del volumen objetivo y el volumen de la isodosis del 50%) se dibuja el ajuste logarítmico de dicha dependencia y se da el coeficiente de determinación del ajuste.

## CONCLUSIONES

Los índices que caracterizan la cobertura del volumen blanco así como los que cuantifican la conformación de la dosis se encuentran en el rango de valores aceptables. Se asegura así una dosis mínima y una cobertura del volumen objetivo con la dosis de prescripción adecuadas, además de garantizar una buena adaptación de la dosis al PTV.

Se observan valores del índice de Paddick anómalos mayores que 1 debido a problemas de resolución para volúmenes muy pequeños que se han descartado a la hora de analizar los datos.

Los índices de gradiente tienen el comportamiento esperado en función del volumen. Se encuentran en la región de valores ideales o aceptables. Se asegura por tanto que el volumen de la dosis del 50% es suficientemente pequeño y a pocos milímetros del borde del PTV.

# FILMQAP UNA APLICACIÓN PÚBLICA EN LA NUBE PARA REALIZAR DOSIMETRÍA RADIOCRÓMICA MEDIANTE UN PROTOCOLO DE DIGITALIZACIÓN ÚNICA

Rodríguez Rodríguez, C. (1); López Fernández, A. (1); Jiménez Lopez, M. D. P. (1); Candon Gonzalez, C. L. (1); García Pinto, D. (2)  
(1) Hospital Universitario de Fuenlabrada, (2) Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

**PALABRAS CLAVE:** DOSIMETRÍA FOTOGRÁFICA, PROTOCOLO DE DIGITALIZACIÓN ÚNICA, CONTROL DE CALIDAD DE TRATAMIENTOS

## INTRODUCCIÓN

La dosimetría radiocrómica resulta de gran valor para realizar controles de calidad en radioterapia. Sin embargo los procedimientos aceptados para reducir sus incertidumbres limitan su versatilidad.

En el Hospital de Fuenlabrada estamos desarrollando una aplicación de acceso público en la nube, que implementa un protocolo de digitalización única, orientada a simplificar en lo posible las dificultades asociadas a esta técnica dosimétrica sin que se vean aumentadas sus incertidumbres.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La aplicación FilmQAp implementa un modelo de curva de respuesta basado en el crecimiento de dos tipos de absorbentes distintos con diferente cinética [1,2]. Los parámetros de esta cinética con la dosis son específicos de la combinación modelo de película y modelo de escáner. Actualmente FilmQAp permite película EBT3 leída mediante los escáneres Microtek 1000XL o Epson 11000XL. Los demás parámetros son coeficientes lineales asociados al valor del fondo y las abundancias relativas de las especies absorbentes en el momento de medir, y se determinan en la digitalización mediante unas muestras de control adicionales.



La irradiación prácticamente simultánea de película y muestras de control evita el tiempo para estabilizar la densidad óptica. El efecto de respuesta lateral se corrige mediante un modelo que cuantifica la variación de los coeficientes lineales con la posición en el escáner.

FilmQAp evita múltiples digitalizaciones al emplear un procedimiento de promedios no locales [3] que permite reducir las fluctuaciones no correlacionables con la dosis sin reducir la resolución espacial.

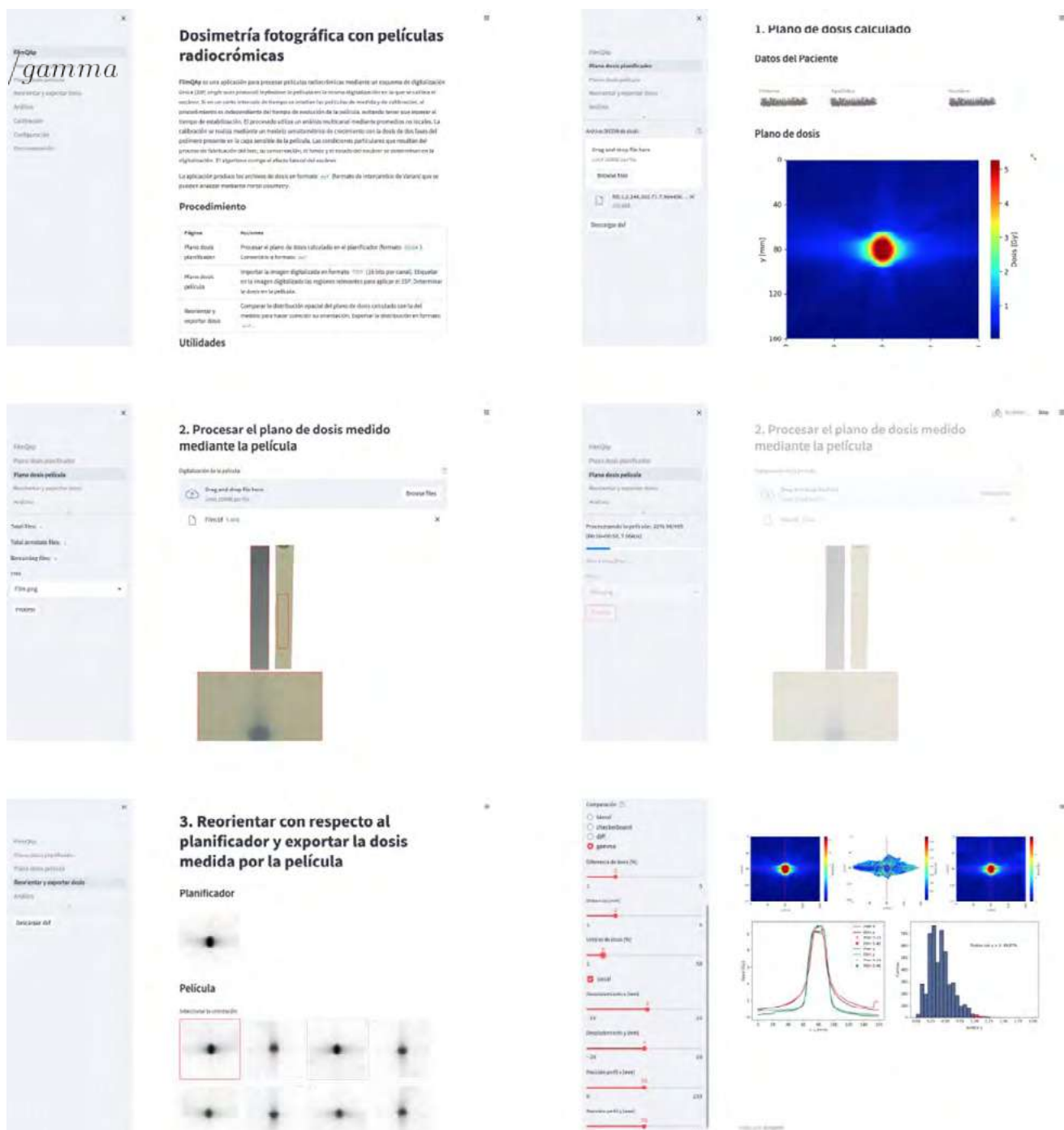
FilmQAp utiliza Streamlit una librería python que permite de forma fácil desarrollar y compartir aplicaciones web personalizadas. El software necesario para convertir la señal digital de la película en dosis absorbida se ha recogido en un módulo público escrito en python denominado pyfilmqa.

FilmQAp produce dos archivos dxf (formato de intercambio de datos de Varian) importables en Portal Dosimetry (Aria) para su análisis. Alternativamente FilmQAp ofrece experimentalmente sencillas utilidades de análisis basadas en el módulo PyMedPhys.

La aplicación es accesible en la dirección <https://dosimetriaebt3.streamlit.app>.

## RESULTADOS

La figura muestra el flujo de trabajo en FilmQAp







Subida del archivo DICOM con el plano calculado de dosis y conversión a formato dxf.

Subida del archivo de imagen TIFF con la digitalización de la película y las tiras de control

Segmentación de regiones relevantes

Conversión de la señal digital en dosis absorbida

Reorientación de la dosis respecto al planificador

Análisis de las distribuciones medida y calculada.

## DISCUSIÓN

La aplicación presentada facilita la implementación y el uso de un sistema de dosimetría radiocrómica, liberando al usuario de la caracterización de los elementos más complejos, simplificando el manejo y la calibración de las películas.

## CONCLUSIONES

FilmQAp constituye un marco en el que se han incorporado recientes desarrollos de la dosimetría con películas radiocrómicas para facilitar su uso mediante la simplificación de los protocolos de calibración y medida.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> RODRÍGUEZ, C., MARTÍNEZ, L. C. (2019). RADIOCHROMIC EBT2 AND EBT3 SENSITOMETRY BASED ON GROWTH OF TWO COLOR PHASES OF THE POLYMER. MEDICAL PHYSICS, 46(4), 1896-1904.
- <sup>2</sup> RODRÍGUEZ, C., GARCÍA-PINTO, D., MARTÍNEZ, L. C., LÓPEZ-FERNÁNDEZ, A. (2022). A NEW ANALYTICAL MODEL FOR THE RESPONSE CURVE IN MEGAVOLTAGE PHOTON BEAMS OF THE RADIOCHROMIC EBT3 FILMS MEASURED WITH FLATBED SCANNERS. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, E13654.
- <sup>3</sup> RODRÍGUEZ, C., LÓPEZ-FERNÁNDEZ, A., & GARCÍA-PINTO, D. (2020). A NEW APPROACH TO RADIOCHROMIC FILM DOSIMETRY BASED ON NON-LOCAL MEANS. PHYSICS IN MEDICINE & BIOLOGY, 65(22), 225019.

# COMPARACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE DOSIS CON LOS SISTEMAS VERISOFT DE PTW Y COMPASS DE IBA DOSIMETRY

Benito García, J. C. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Granado Alonso, L. (1); Tenllado Baena, E. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Escobar Corominas, I. (1); Montes Fuentes, C. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: COMPASS, VERISOFT, OCTAVIUS, DQA

## INTRODUCCIÓN

La reconstrucción de distribuciones de dosis tridimensionales a partir de medidas con un detector bidimensional que gira solidariamente con el cabezal del acelerador es uno de los métodos más comunes de verificación de planes de tratamiento con modulación de fluencia como *IMRT* o *VMAT*. Éste es el caso tanto del sistema *Compass* de *IBA Dosimetry*, que además cuenta de un algoritmo para realizar un cálculo independiente, como del sistema *Verisoft–Octavius4D* de *PTW*. En el presente trabajo se comparan tanto las reconstrucciones realizadas por ambos sistemas como el cálculo independiente de *Compass* con el cálculo de referencia realizado con el algoritmo *AcurosXB* versión 15.6 del planificador *Eclipse* de *Varian Medical Systems*.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Por una parte, se reconstruye la distribución de dosis absorbida con *Verisoft* a partir de las medidas obtenidas con la matriz de detectores *Octavius 1500* en el maniquí cilíndrico homogéneo *Octavius4D*, que tiene una unidad de rotación que hace que el detector gire de forma sincronizada con el cabezal del acelerador. Por otro lado, se realiza un cálculo independiente con el algoritmo de *Compass*, de tipo Convolución – Superposición, en el CT del mismo maniquí cilíndrico *Octavius4D* y se reconstruye la distribución de dosis con el mismo a partir de las medidas realizadas con la matriz de detectores *MatrixX Evolution* fijada al cabezal del acelerador, exportándose estas distribuciones tridimensionales a la aplicación *Verisoft* de *PTW*. En esta aplicación se realizan evaluaciones gamma 3D global (3%, 2mm y umbral del 10%, siguiendo las recomendaciones del *TG 218* de la *AAPM*) entre la distribución calculada con *Eclipse* y las obtenidas con *Octavius* y *Compass*.



Los casos analizados, correspondientes a distintas localizaciones y energías de los campos de tratamiento, se han realizado en una unidad *TrueBeam* (Varian Medical Systems) con un sistema *MLC HD 120*.

## RESULTADOS

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos indicando tanto el tipo de tratamiento como la energía utilizada en cada caso:

| Energía                           | Localización | Técnica                | Número de puntos con gamma < 1<br>(global, ΔD = 3%, ΔDTA = 2mm, umbral 10%) |                                             |                                      |        |
|-----------------------------------|--------------|------------------------|-----------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------|--------------------------------------|--------|
|                                   |              |                        | Reconstrucción Octavius -<br>Cálculo Eclipse                                | Reconstrucción Compass -<br>Cálculo Eclipse | Cálculo Compass -<br>Cálculo Eclipse |        |
| X6MV                              | Pulmón       | VMAT                   | 95.70%                                                                      | 97.20%                                      | 99.50%                               |        |
| X6MV                              | Cráneo       | VMAT                   | 97.00%                                                                      | 97.60%                                      | 99.70%                               |        |
| X6MV                              | Abdomen      | VMAT                   | 95.80%                                                                      | 95.70%                                      | 99.20%                               |        |
| X6MV                              | ORL          | VMAT                   | 94.00%                                                                      | 92.40%                                      | 99.90%                               |        |
| X6MV                              | Cráneo       | VMAT                   | 97.80%                                                                      | 77.30%                                      | 99.60%                               |        |
| X6MV                              | Pulmón       | VMAT + Arco conformado | 97.40%                                                                      | 98.60%                                      | 99.40%                               |        |
| X10MV                             | Pelvis       | VMAT                   | 96.90%                                                                      | 98.50%                                      | 99.50%                               |        |
| X6MV FFF                          | Pulmón       | SBRT                   | 96.40%                                                                      | 94.30%                                      | 99.80%                               |        |
| X6MV FFF                          | Pulmón       | SBRT                   | 97.70%                                                                      | 98.50%                                      | 99.80%                               |        |
| X6MV FFF                          | Cráneo       | RTEF                   | 94.10%                                                                      | 97.00%                                      | 99.60%                               |        |
| X6MV FFF                          | Cráneo       | RTEF                   | 84.40%                                                                      | 99.10%                                      | 99.90%                               |        |
| X10MV FFF                         | Abdomen      | SBRT                   | 98.60%                                                                      | 98.70%                                      | 99.90%                               |        |
| Estadística global                |              |                        | Promedio                                                                    | 95.48%                                      | 95.41%                               | 99.65% |
|                                   |              |                        | Desviación típica                                                           | 3.76%                                       | 6.05%                                | 0.22%  |
| Estadística parcial VMAT          |              |                        | Promedio                                                                    | 96.37%                                      | 93.90%                               | 99.54% |
|                                   |              |                        | Desviación típica                                                           | 1.30%                                       | 7.63%                                | 0.22%  |
| Estadística parcial SBRT-<br>RTEF |              |                        | Promedio                                                                    | 94.24%                                      | 97.52%                               | 99.80% |
|                                   |              |                        | Desviación típica                                                           | 5.76%                                       | 1.97%                                | 0.12%  |

Figura 1. Comparativa entre la reconstrucción de Octavius, el cálculo y la reconstrucción de Compass, y el cálculo de Eclipse. Resaltados los valores en verde (>95%), azul (entre el 90% y el 95%), amarillo (entre el 80% y el 90%) y rojo (<80%).

## DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran un acuerdo excelente entre el cálculo independiente de *Compass* y el cálculo de *AcurosXB* (*Eclipse*), superando el criterio gamma el 99% de los puntos en todos los casos. Respecto a las reconstrucciones, reproducen bastante bien la dosis calculada por *Eclipse*, superando el 95% el número de puntos que cumple gamma<1 en la mayoría de los casos.

## CONCLUSIONES

Se observa un acuerdo razonable entre el cálculo de referencia realizado por *Eclipse* con el algoritmo *AcurosXB* y las tres distribuciones de dosis absorbida facilitadas por los sistemas *Compass* y *Octavius4D*, todo ello medido y/o calculado sobre un medio homogéneo; por lo tanto, ambos sistemas de verificación conducen a resultados similares en las condiciones evaluadas. Se pretende ampliar el estudio en el futuro con un mayor número de casos.

## REFERENCIAS

- REPORT NO. 218-TOLERANCE LIMITS AND METHODOLOGIES FOR IMRT MEASUREMENT-BASED VERIFICATION QA: RECOMMENDATIONS OF AAPM TASK GROUP NO. 218 (2018)
- VERISOFIT USER MANUAL. PTW
- OCTAVIUS4D USER MANUAL. PTW
- COMPASS USER'S GUIDE. IBA DOSIMETRY





## VALIDACIÓN DE UN SISTEMA DE CÁLCULO INDEPENDIENTE EN UN ACELERADOR HALCYON

Navarro-Palomas, P. (1); Pié-Padró, S. (1); Sánchez-Artuñedo, D. (1)

(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron

PALABRAS CLAVE: HALCYON, SISTEMA DE CÁLCULO INDEPENDIENTE, DOSECHECK

### INTRODUCCIÓN

Los sistemas de cálculo independiente (SCI) son una herramienta de garantía de calidad de los planes de tratamiento en radioterapia. Para validar y establecer la referencia inicial del SCI se comparan las distribuciones de dosis calculadas con medidas experimentales. Posteriormente, se comprueba la concordancia entre el SCI y el sistema de planificación y cálculo (SPC).

El objetivo es validar el SCI DoseCHECK v1.6.0 (Sun Nuclear) con medidas experimentales y evaluar las diferencias en la distribución de dosis calculada con el SPC Eclipse en un acelerador Halcyon 2.0.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Para la validación del cálculo se usaron campos estáticos de 20×20, 10×10, 6×6, 3×3 y 2×2 cm<sup>2</sup>, un campo oblicuo, campos a diferentes distancias fuente-superficie (DFS), y campos dinámicos de diferente apertura fija de MLC. Se calculó la dosis absorbida en un maniquí de agua sólida y en otro con una lámina de corcho entre láminas de agua sólida. Los planes se calcularon para Halcyon con fotones de 6 MV FFF en Eclipse con el algoritmo de cálculo AAA (v15.6) y en DoseCHECK con el modelo por defecto para Halcyon.

Para las medidas experimentales, se usaron láminas de agua sólida (Solid Water HE, Sun Nuclear) y corcho. Para campos menores a 6×6 cm<sup>2</sup> se usó una cámara de ionización PTW PinPoint3D y una cámara tipo Farmer para el resto de campos.

Para los campos cuadrados, se calculó la diferencia entre la medida experimental y DoseCHECK de factores de campo, rendimientos en profundidad (PDD) y dosis absorbida a 2.5 cm por encima y por debajo de la lámina de corcho. En el resto de campos se evaluó la diferencia de dosis a 10 cm de profundidad. Se calcularon las mismas diferencias de dosis entre Eclipse y DoseCHECK.

Ochenta planes clínicos de cuatro localizaciones (mama, próstata, pulmón y ginecológicos) se verificaron con la matriz de diodos ArcCHECK (Sun Nuclear) y el dispositivo de imagen portal (EPID). Se evaluó el resultado de las verificaciones con un criterio  $\gamma$  (3 %, 3 mm). Se estudiaron las diferencias, entre Eclipse y DoseCHECK, de la dosis calculada en el PTV mediante la dosis media y el *passing rate*.

### RESULTADOS

La tabla muestra los resultados para los campos estáticos.

Resultados de la comparación de los parámetros evaluados de los campos estáticos entre DoseCHECK y medidas experimentales y entre DoseCHECK y Eclipse.

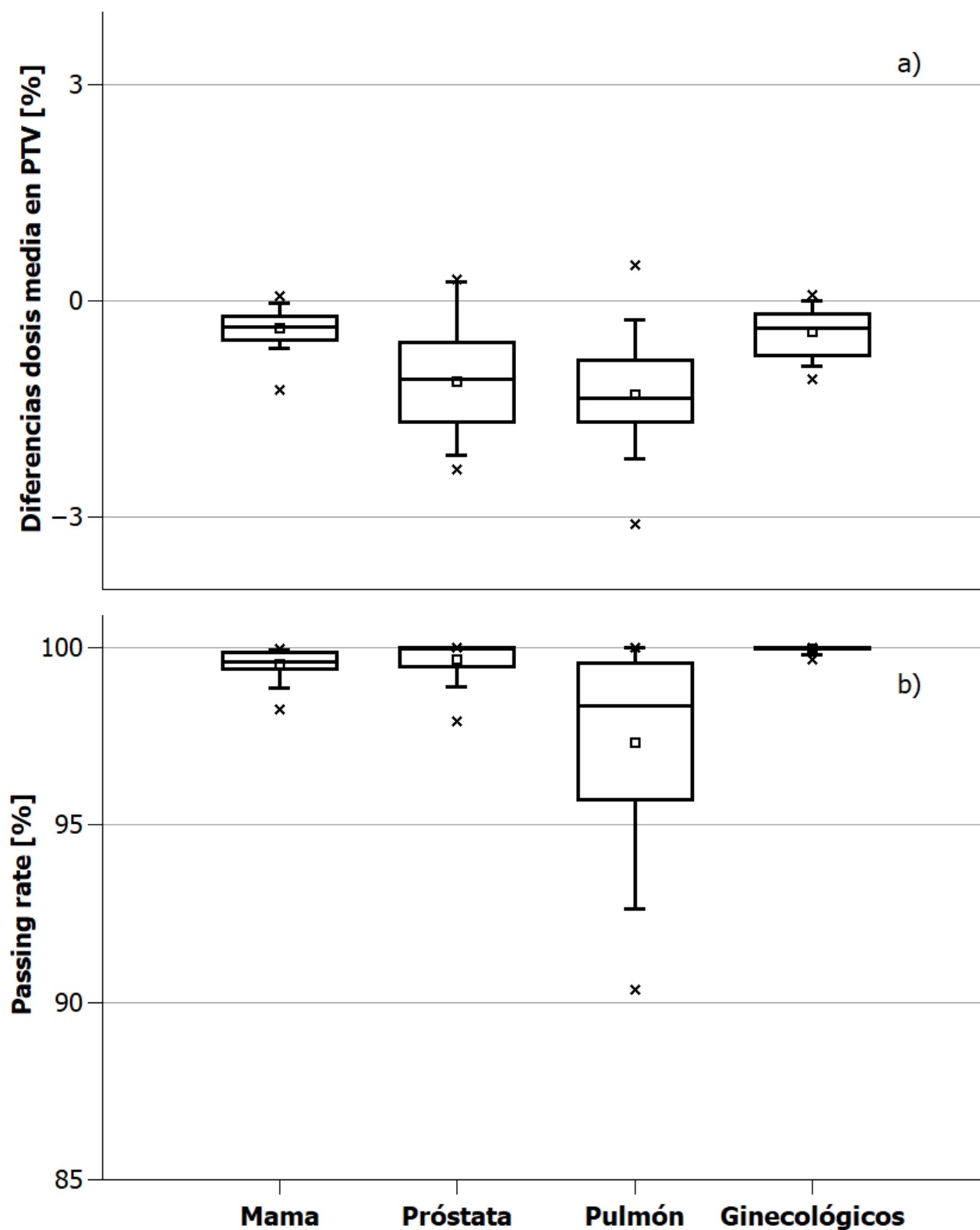
|                             | DoseCHECK - Cámara de ionización |                      |         | DoseCHECK - Eclipse |                      |         |
|-----------------------------|----------------------------------|----------------------|---------|---------------------|----------------------|---------|
|                             | Promedio [%]                     | Rango [Min, Máx] [%] | RMS [%] | Promedio [%]        | Rango [Min, Máx] [%] | RMS [%] |
| Factores de campo           | -1.0                             | [-1.3, -0.6]         | 1.0     | -0.1                | [-0.5, +0.8]         | 0.5     |
| PDD                         | -0.1                             | [-1.9, +1.3]         | 0.8     | +0.0                | [-1.1, +1.0]         | 0.5     |
| Dosis encima heterogeneidad | -1.4                             | [-1.9, -0.8]         | 1.4     | -0.7                | [-1.4, +0.0]         | 0.9     |
| Dosis debajo heterogeneidad | +0.5                             | [-0.1, +0.8]         | 0.6     | -1.9                | [-3.4, +0.7]         | 2.4     |
| DFS 80 cm                   | -1.3*                            | -                    | -       | -0.5*               | -                    | -       |
| DFS 100 cm                  | -0.9*                            | -                    | -       | -0.4*               | -                    | -       |
| Campo oblicuo               | -1.4*                            | -                    | -       | -0.6*               | -                    | -       |

Abreviaciones: RMS = Raíz de la media cuadrática

\* Valor único

En los campos dinámicos, se observó una diferencia sistemática de -1 cGy en DoseCHECK respecto la medida experimental y Eclipse (rango de valores [-4 cGy, 33 cGy]).

El *passing rate* de las verificaciones fue de (99 ± 1) % con ArcCHECK y de 100 % con EPID. La figura muestra las diferencias entre Eclipse y DoseCHECK.



Resultado comparación SPC y SCI para las cuatro localizaciones.  
a) Diferencias dosis media en el PTV. b) Resultados del passing rate con criterio gamma (3 %, 3 mm).

#### DISCUSIÓN

Para todos los parámetros evaluados, las diferencias entre DoseCHECK y la medida experimental fueron inferiores al 2 %. En los planes clínicos, al comparar DoseCHECK y Eclipse, se obtuvieron *passing rates* superiores al 95 %, exceptuando tres planes de pulmón (*passing rates* superiores al 90 %).



## CONCLUSIONES

Se ha validado DoseCHECK usando el modelo por defecto para Halcyon con medidas experimentales.

# VALIDACIÓN DE UN SOFTWARE DE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO CON SIMULACIONES MONTE CARLO Y MEDIDAS CON CÁMARA DE IONIZACIÓN

Sánchez-Artuñedo, D. (1); Pié-Padró, S. (1); Hermida-López, M. (1); Duch-Guilén, M. A. (2); Beltran-Vilagrasa, M. (1)

(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron, (2) Instituto de técnicas energéticas, Universidad Politècnica De Catalunya

PALABRAS CLAVE: PERFRACTION, DOSIMETRÍA TRÁNSITO, PRIMO, MONTE CARLO

## INTRODUCCIÓN

La dosimetría de tránsito es una herramienta de garantía de calidad basada en las imágenes de tránsito adquiridas con el dispositivo de imagen portal (EPID) durante la administración del tratamiento. El software PerFRACTION (Sun Nuclear) compara la dosis de tránsito medida con una distribución de dosis esperada calculada a partir del plan, el CT y el conjunto de estructuras. El objetivo de este trabajo es validar la dosis de tránsito esperada calculada por PerFRACTION usando simulaciones Monte Carlo con PRIMO y medidas con cámara de ionización.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los campos usados fueron: los nueve campos necesarios para calibrar PerFRACTION™, cinco campos estáticos ( $2 \times 2$ ,  $3 \times 3$ ,  $6 \times 6$ ,  $10 \times 10$ , y  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup>) y 29 campos de IMRT de 10 planes de mama. Los campos se calcularon para un TrueBeam STx con fotones de 6MV y un HD-MLC. Se calcula en PerFRACTION la dosis de tránsito esperada después de atravesar tres maniqués de agua sólida de diferentes grosores: 10 cm, 30 cm y 10 cm más 3 cm de corcho.

Las simulaciones Monte Carlo se hicieron con PRIMO (v. 0.3.64.1814) usando el motor de simulación DPM con el PSF de la IAEA para un Varian TrueBeam de energía 6 MV ( $4.9 \times 10^{10}$  historias). Se importaron los planes en PRIMO y se definieron los maniqués de atenuación y un maniqué de agua de  $50 \times 50 \times 4.9$  cm<sup>3</sup> centrado en el plano del EPID (representación interna del EPID en PerFRACTION).

Para las medidas experimentales, se colocó un maniqué de agua sólida de grosor 5.5 cm sobre el EPID en conjunto con una cámara de ionización PTW PinPoint3D para los campos de IMRT y los campos inferiores a un  $6 \times 6$  cm<sup>2</sup> y una cámara PTW Farmer para el resto de campos. El punto efectivo se situó a 150 cm de la fuente y a 2.5 cm de profundidad, representando las condiciones de cálculo de PerFRACTION.

Se estudia las diferencias de dosis entre PerFRACTION, las medidas experimentales y las simulaciones con PRIMO. Se comparan las distribuciones de dosis de tránsito esperadas de PerFRACTION con las simuladas con PRIMO usando un criterio (2%/2 mm, umbral=20%)

## RESULTADOS

Para los campos de calibración y los campos estáticos definidos con mandíbula, el RMS (raíz media cuadrática) de la diferencia entre PerFRACTION y PRIMO fue 0.6% y 1.0% respecto a la medida experimental. La figura 1 muestra los resultados obtenidos para los campos de IMRT donde se obtuvo un RMS de 1.2% y 1.0% respecto a PRIMO y la medida experimental respectivamente.

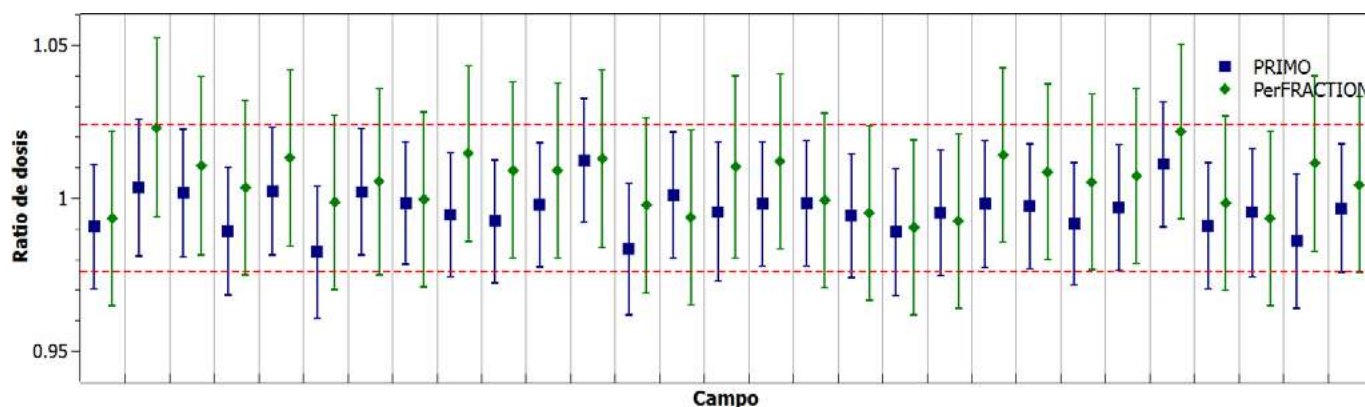


Figura 1. Resultados del cociente entre la dosis de tránsito esperada calculada por PerFRACTION y la dosis estimada con PRIMO respecto a las medidas con cámara de ionización para los campos de IMRT. Las barras de incertidumbre están representadas con un factor de cobertura  $k = 2$ . La línea discontinua roja representa la incertidumbre de la medida con cámara de ionización.

La figura 2 muestra el passing rate la comparación de las distribuciones de dosis entre PRIMO y PerFRACTION con un valor promedio de  $96.0\% \pm 5.8\%$ .

#### DISCUSIÓN\*

Figura2. *Passing rates* de la comparación de la distribución de dosis de tránsito esperada calculada por PerFRACTION™ y la distribución de dosis estimada con PRIMO usando un criterio  $\gamma(2\%/2 \text{ mm, umbral}=20\%)$ . Los resultados de los nueve campos de calibración y los 29 campos de IMRT se presentan como un promedio y desviación estándar por simplicidad.

| Campo                          | 10 cm agua sólida  | 10 cm agua sólida + 3 cm corcho | 30 cm agua sólida  |
|--------------------------------|--------------------|---------------------------------|--------------------|
| $6 \times 6 \text{ cm}^2$      | 75.6%              | 89.1%                           | 77.1%              |
| $10 \times 10 \text{ cm}^2$    | 90.3%              | 85.0%                           | 88.7%              |
| $20 \times 20 \text{ cm}^2$    | 93.8%              | 93.8%                           | 93.8%              |
| Campo calibración              | $92.7\% \pm 6.3\%$ | $90.4\% \pm 11.3\%$             | $93.2\% \pm 5.2\%$ |
| MLC: $2 \times 2 \text{ cm}^2$ | 79.2%              | 79.6%                           | 75.5%              |
| MLC: $3 \times 3 \text{ cm}^2$ | 94.7%              | 87.4%                           | 92.9%              |
| Campos IMRT                    | $98.7\% \pm 1.6\%$ | $98.9\% \pm 1.3\%$              | $92.3\% \pm 5.5\%$ |

Los RMS de las diferencias obtenidas son inferiores al 1.5% y se obtiene un passing rate promedio superior al 95% para los campos evaluados.

#### CONCLUSIÓN

Se ha validado la dosis de tránsito esperada calculada por PerFRACTION usando PRIMO y medidas con cámara de ionización.



## HISTOGRAMAS DE DOSIS-VOLUMEN PARA EL TRATAMIENTO FINAL CON VELOCITY PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EN UN ELEKTA UNITY

Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Plaza Nuñez, R. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: UNITY, ADAPTATIVA, REGISTRO DEFORMABLE

### INTRODUCCIÓN

Con Elekta Unity se realizan tratamientos de radioterapia adaptativos para cada fracción. Primero se adquiere una imagen deRM y se recalcula la distribución de la dosis con el TPS basándose en el cálculo dosimétrico realizado en la simulación inicial o en otra cualquiera.

Para cada sesión de radioterapia adaptada, se comprueba que se cumplen los criterios dosimétricos, y el TPS muestra el histograma dosis-volumen total (DVH) para el tratamiento y ese cálculo de dosis en particular, independientemente de las distribuciones de dosis obtenidas en las sesiones precedentes. No es posible obtener un DVH que tenga en cuenta la suma real de todas las sesiones impartidas.

Se trata de obtener un DVH total que considere la suma de la dosis impartida por todas las sesiones de radioterapia adaptadas mediante registro deformable de imagen (DIR) y obtener un DVH final más cercano a lo tratado.

### MATERIAL Y MÉTODOS

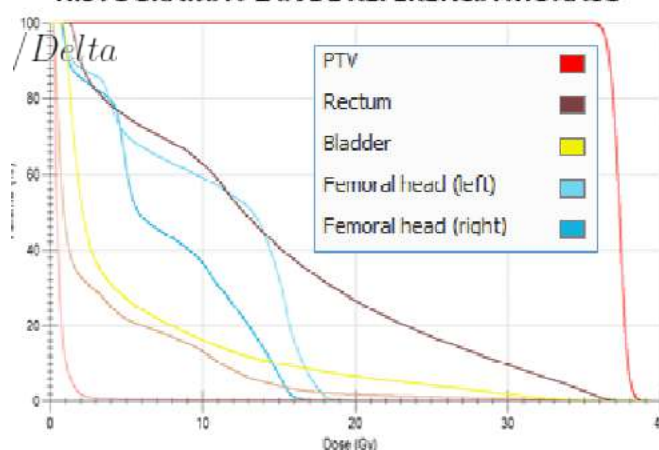
Se planificó un caso de próstata prescrito a 36.25 Gy en 5 fracciones con Elekta Monaco TPS (v. 5.51.11). El paciente siguió el flujo de tratamiento habitual, cada fracción se adaptó a partir del plan original utilizando la opción adapt-to-shape. Para cada fracción se comprobó que se cumplen los criterios dosimétricos y el DVH se compara con el del plan de referencia.

Las cinco fracciones se exportaron al software Velocitytm, que realiza el DIR creando una matriz de deformación teórica mediante la deformación de vóxeles de un conjunto de imágenes para que coincidan con la anatomía de otra imagen fija, alinea la anatomía del paciente simulando el desplazamiento y cambio de volumen. También crea mapas de dosis compuestos a partir de varias fracciones, que permitirá conocer la deposición total de dosis de las diferentes fracciones adaptadas y obtener un DVH total final más cercano a lo tratado. El DVH final obtenido con Velocity se comparó con los DVHs mostrados por el TPS, y se evaluaron las diferencias.

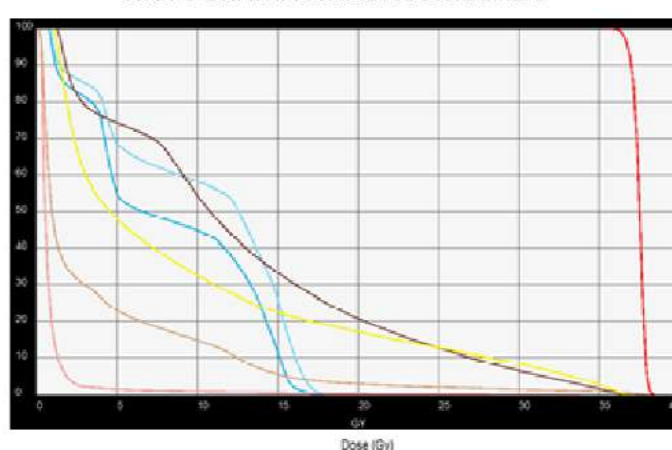
### RESULTADOS

La figura muestra el DVH correspondiente al plan original y el obtenido utilizando DIR y sumando las dosis de cada sesión. En la tabla se presentan algunos valores numéricos.

HISTOGRAMA PLAN DE REFERENCIA MONACO



HISTOGRAMA FINAL ACUMULADO



| PTV               | MIN (Gy)   | MEDIA (Gy) | MAX (Gy) | V(DP) (%) | V(105%) (%) |
|-------------------|------------|------------|----------|-----------|-------------|
| REFERENCIA        | 35.12      | 37.26      | 39.30    | 97.98     | 4.21        |
| ACUMULADA         | 35.40      | 37.43      | 38.42    | 99.17     | 2.02        |
| OARs              |            | MIN        | MEAN     | MAX       |             |
| RECTO             | REFERENCIA | 1.31       | 14.14    | 37.58     |             |
|                   | ACUMULADA  | 1.23       | 12.62    | 36.97     |             |
| VEJIGA            | REFERENCIA | 0.78       | 5.33     | 35.32     |             |
|                   | ACUMULADA  | 0.99       | 9.52     | 36.99     |             |
| CABEZA FEM. DCHA. | REFERENCIA | 0.64       | 7.666    | 18.69     |             |
|                   | ACUMULADA  | 0.73       | 8.29     | 18.31     |             |
| CABEZA FEM. IZDA. | REFERENCIA | 0.74       | 10.47    | 20.87     |             |
|                   | ACUMULADA  | 0.79       | 10.08    | 19.51     |             |

## DISCUSIÓN

Se encuentran diferencias significativas entre ambos DVHs, principalmente en el rango de dosis bajo-medio. Las diferencias en los DVH son mayores para vejiga y cabezas femorales. La cobertura del PTV es mayor en el DVH final adaptado mientras que el volumen del PTV cubierto por la isodosis de prescripción del 105% es menor, por lo que probablemente con cada plan adaptado, dependiendo de la posición del OAR respecto al PTV, la calidad del plan mejora. Las mayores diferencias se observan para el valor medio de la vejiga, ya que este órgano cambia mucho de volumen durante y entre los tratamientos.

## CONCLUSIÓN

Con Velocity DIR se puede obtener un DVH total final más cercano a la dosis que se administró al paciente y puede ser muy útil para adoptar decisiones clínicas para futuros cursos de tratamiento.

## REFERENCIAS

- WINKEL, DENNIS, ET AL. "ADAPTIVE RADIOTHERAPY: THE ELEKTA UNITY MR-LINAC CONCEPT." CLINICAL AND TRANSLATIONAL RADIATION ONCOLOGY 18 (2019): 54-59.





## COMPARATIVA DE LA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE SBRT MEDIANTE ARCCHECK Y PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

Sasian Cagigas, R. (1); Vicent Granado, D. (1); Pérez Pavón, J. (2); Iborra Oquendo, M. A. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta del Mar, (2) Hospital Universitario de Jerez de la Frontera

### INTRODUCCIÓN

La radioterapia corporal estereotáctica (SBRT) permite irradiar con dosis ablativas lesiones localizadas fuera del cráneo, reduciendo el número de fracciones administradas. El tamaño de las lesiones a tratar debe tener un diámetro inferior a los 5 cm, lo cual requiere una precisión mayor por parte de los sistemas de verificación de tratamientos frente a los de radioterapia externa convencional. Se ha estudiado la verificación mediante ArcCheck con corrección de alta densidad y con películas radiocrómicas.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La verificación de los tratamientos de SBRT se ha llevado a cabo en un equipo de Tomoterapia helicoidal.

El ArcCheck es un fantoma equivalente a agua con una matriz tridimensional de detectores de diodo colocados en un cilindro de 21 cm de longitud y de diámetro. Los diodos están dispuestos en espiral con una separación de 10 mm entre detectores. La dosis medida se actualiza cada 50 ms y, mediante el software SNCPatient, es posible comparar la distribución medida con la calculada mediante el sistema de planificación.

Para aumentar la resolución de medida de este sistema, se ha aplicado una corrección de alta densidad, realizando dos medidas del QA y fusionando el resultado. En la primera se ha centrado el fantoma en los planos sagital, coronal y axial según la posición del PTV a tratar y, en la segunda, se ha rotado el sistema 2.72 grados a lo largo del eje transversal. Se han obtenido así medidas con una separación de 5 mm entre detectores.

La irradiación mediante películas se ha realizado con el maniquí cilíndrico Cheese equivalente a agua, de 30 cm de longitud y 15 cm de radio. Este maniquí puede separarse en dos bloques semicilíndricos y, entre ambos, se ha colocado una película de 16x16 cm para recoger el plano de dosis. Las películas empleadas son de la marca gafchromic, modelo EBTXD para los tratamientos con dosis superiores a los 10 Gy por fracción, y EBT3 para las dosis inferiores.

En ambos casos se ha determinado la dosis absoluta mediante una cámara de ionización AISL. En el primer caso la cámara se sitúa en el alojamiento correspondiente en el interior de la cavidad del ArcCheck, y, en el segundo, en uno de los insertos de la fila situada de forma vertical en el Cheese, estando separados entre sí 0.5 cm para la parte inferior y 1 cm para la superior.

### DISCUSIÓN

Inicialmente se ha considerado la verificación mediante películas el método más óptimo, ya que la resolución espacial del ArcCheck está limitada por la separación entre detectores y, aunque permite obtener una gamma volumétrica, las películas permiten analizar perfiles y valorar el gradiente, de gran importancia en este tipo de tratamientos. Aplicando la corrección de alta densidad, se han encontrado discrepancias inferiores al 2.5% entre ambos métodos, habiendo aplicado en los dos casos un criterio gamma 2.0, 2.0 para dosis máxima.

### CONCLUSIONES

Los dos métodos presentados pueden emplearse en la verificación de tratamientos de SBRT.



## IMPACTO DOSIMÉTRICO DE LA DISMINUCIÓN DEL PASSING RATE DE LAS IMÁGENES DE TRÁNSITO EN TRATAMIENTOS DE MAMA CON IMRT

Sánchez Artuñedo, D. (1); Reyes-López, V. (1); Granado-Carrasco, R. (1); Beltran-Vilagrasa, M. (2); Duch Guillen, M. A. (2); Hermida López, M. (1)

(1) Hospital Universitari Vall d'Hebron, (2) Institut de tècniques energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya

PALABRAS CLAVE: IMÁGENES DE TRÁNSITO, HALCYON, MAMA, IMRT

### INTRODUCCIÓN

Uno de los métodos para realizar dosimetría in-vivo es mediante el uso de las imágenes de tránsito obtenidas durante la administración del tratamiento. Estas imágenes se pueden comparar usando el índice gamma con una imagen predicha, si está disponible, o con una imagen de referencia, normalmente la obtenida en la primera sesión. Cuando el porcentaje de puntos con valor gamma  $< 1$  (*passing rate*) es inferior a una tolerancia establecida se considera que la sesión falló el criterio de aceptación. El objetivo de este trabajo es estudiar el impacto dosimétrico de las "sesiones fallidas" y evaluar la idoneidad de usar la primera sesión como imagen de referencia en los planes de mama.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Veinte pacientes de cáncer de mama tratadas en un acelerador Halcyon con técnica IMRT fueron seleccionadas retrospectivamente. Para cada paciente y sesión, el plan de tratamiento se recalculó sobre el CBCT diario. Para cada sesión, se analizaron las diferencias respecto al plan de tratamiento de los parámetros dosimétricos del PTV:

$D_{media}$ ,  $\Delta D_{95\%}$ ,  $\Delta D_{98\%}$ ,  $\Delta D_{2\%}$ ,  $\Delta V_{36Gy}$ ,  $\Delta V_{5Gy}$ ,  $\Delta V_{43.5Gy}$ . Respecto a los OARs se estudió  $\Delta D_{media}$ ,  $\Delta V_{5Gy}$ ,  $\Delta V_{10Gy}$ ,  $\Delta V_{17Gy}$  y  $\Delta V_{20Gy}$  para el pulmón; además de  $\Delta D_{media}$  y  $\Delta D_{max}$  para el corazón. Se estableció un ranking de las sesiones diarias de acuerdo a las diferencias obtenidas en los parámetros dosimétricos del PTV para establecer la "mejor sesión". El primer puesto del ranking era la sesión administrada de manera más parecida al plan de tratamiento y la 15 la que presentaba mayores diferencias. Las imágenes de tránsito se compararon usando un criterio  $\gamma$  (5%/3 mm, umbral=10%) usando como imágenes de referencia la imagen de la primera sesión y la imagen de la mejor sesión. Se estudia la correlación entre el *passing rate* y el cambio en los parámetros dosimétricos mediante el coeficiente de correlación de Pearson ( $r$ ). Para evaluar el impacto dosimétrico se determina el cambio en los parámetros dosimétricos por cada 10% de pérdida de *passing rate*, a partir de la pendiente del ajuste lineal.

### RESULTADOS

La FIGURA 1 muestra la correlación entre el  $\Delta D_{95\%}$  del PTV usando a) la primera sesión como referencia y b) la mejor sesión. Se encontraron correlaciones similares en el estudio del resto de parámetros estudiados.

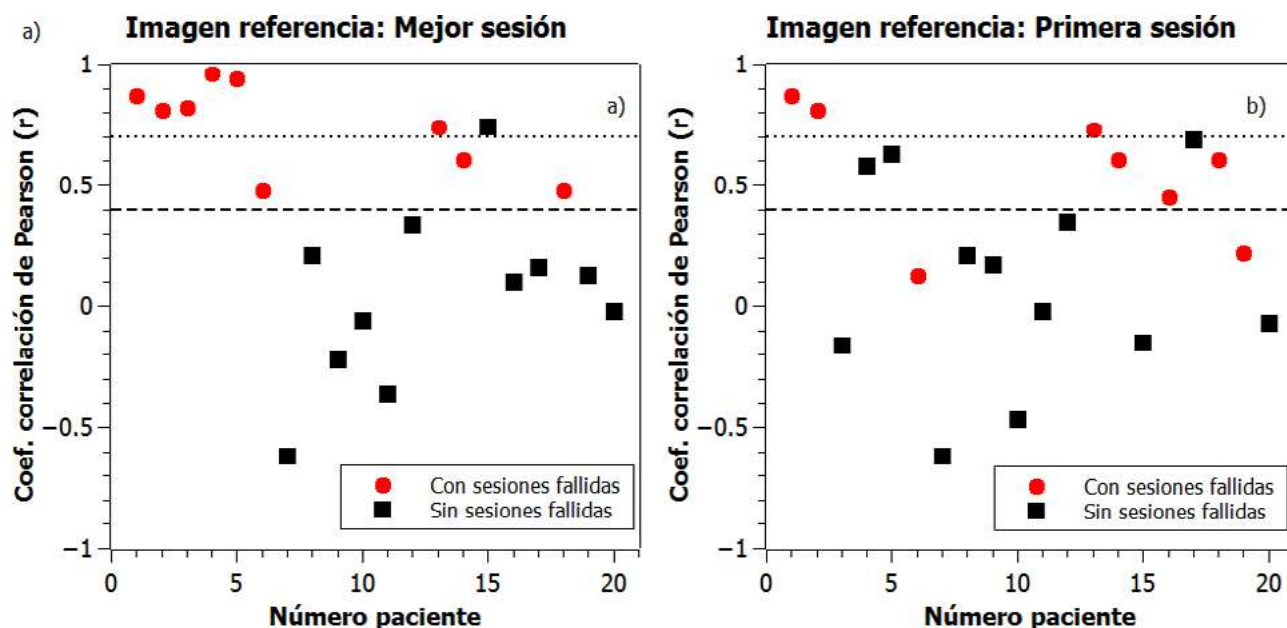


Figura 1. La línea con guiones representa el valor a partir del cuál se considera que hay correlación ( $r > 0.4$ ). La línea punteada el valor a partir del cuál se considera correlación fuerte ( $r > 0.7$ ). Entre ambos valores se considera correlación moderada.

La mejor sesión tuvo lugar en 10 pacientes durante las cinco primeras sesiones, en seis entre la sesión 6 y la 10 y en 4 durante las últimas 5 sesiones. La figura 2 presenta el cambio en los parámetros dosimétricos del PTV.



Figura2. Cambio en los parámetros dosimétricos del PTV por cada disminución del 10% en el *passing rate* con un criterio  $\gamma$ (5%/3 mm, umbral=10%). Pacientes sin correlación se excluyeron del análisis (marcado en gris en la tabla). Los parámetros relacionados con la dosis máxima en el PTV no se presentan porque solo se encontraron correlaciones en 4 pacientes.

| Paciente        | Núm. sesiones fallidas | Cambio en los parámetros dosimétricos por cada disminución del 10% de <i>passing rate</i> |                  |                    |                   |                     |
|-----------------|------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------|------------------|--------------------|-------------------|---------------------|
|                 |                        | $\Delta$ PTVD98%                                                                          | $\Delta$ PTVD95% | $\Delta D_{media}$ | $\Delta V_{36Gy}$ | $\Delta V_{38.5Gy}$ |
| 1               | 6                      | -21.4%                                                                                    | -10.3%           | -0.7%              | -3.6%             | -3.1%               |
| 2               | 12                     | -7.1%                                                                                     | -2.8%            | -0.5%              | -2.6%             | -4.6%               |
| 3               | 1                      | -17.8%                                                                                    | -4.2%            | -0.9%              | -3.4%             | -4.2%               |
| 4               | 1                      | -18.6%                                                                                    | -4.4%            | -1.1%              | -3.7%             | -6.0%               |
| 5               | 1                      | -8.7%                                                                                     | -2.6%            |                    | -1.8%             | -2.3%               |
| 6               | 1                      | -12.3%                                                                                    | -1.1%            |                    | -1.9%             |                     |
| 13              | 1                      | -3.3%                                                                                     | -1.2%            | 0.0%               |                   | -1.6%               |
| 14              | 2                      | -10.7%                                                                                    | -1.0%            | -0.3%              |                   | -0.2%               |
| 18              | 4                      | -4.9%                                                                                     | -1.0%            |                    | -1.4%             | -0.5%               |
| <b>Promedio</b> |                        | -11.6%                                                                                    | -3.2%            | -0.6%              | -2.8%             | -2.8                |

## DISCUSIÓN

Al usar la mejor sesión como referencia se detectaron sesiones fallidas que no se habían detectado al usar la imagen de la primera sesión como referencia. Las diferencias en los parámetros dosimétricos fueron diferentes entre pacientes, ya que estas no solo dependen del paciente (cambios anatómicos, posicionamiento...) sino también de la robustez del plan.

## CONCLUSIÓN

Los *passing rates* de las imágenes de tránsito se correlacionan con pérdidas de cobertura en el PTV en los tratamientos de mama. Usar la primera sesión como imagen de referencia puede llevar a la no detectabilidad de sesiones fallidas.

# COMPARATIVA DE LAS VERIFICACIONES OBTENIDAS POR EL SOFTWARE VERIQA Y LAS MEDICIONES DOSIMÉTRICAS PARA TRATAMIENTOS VMAT DE PRÓSTATA

González Alcantud, I. (1); Díaz Martín, D. (1); Sampayo Muñoz, A. (1); Jimenez Vegas, D. (1); Portas Ferradás, B. C. (1); Niebla Piñero, A. (1); Alonso Alonso, S. (1); Álamo Jerez, D. (1)

(1) Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

PALABRAS CLAVE: VERIQA, CÁLCULO SECUNDARIO, VERIFICACIÓN VMAT, OCTAVIUS4D

## INTRODUCCIÓN

La necesidad de un control de calidad en tratamientos de radioterapia surge del Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Organismos y Sociedades Internacionales, tales como la AAPM o la ESTRO, recomiendan la medida de todos los tratamientos planificados con técnicas de intensidad modulada IMRT/VMAT. Sin embargo,



la comisión holandesa NCS establece en su Report 24 la verificación de tratamientos IMRT/VMAT realizando un cálculo secundario, siempre y cuando estos estén derivados de una solución de clase previamente verificada [1]. El objetivo de este trabajo es comparar las verificaciones obtenidas con Octavius4D-1500 y VERIQA para tratamientos VMAT de próstata derivados de la solución de clase previamente verificada por nuestro servicio.

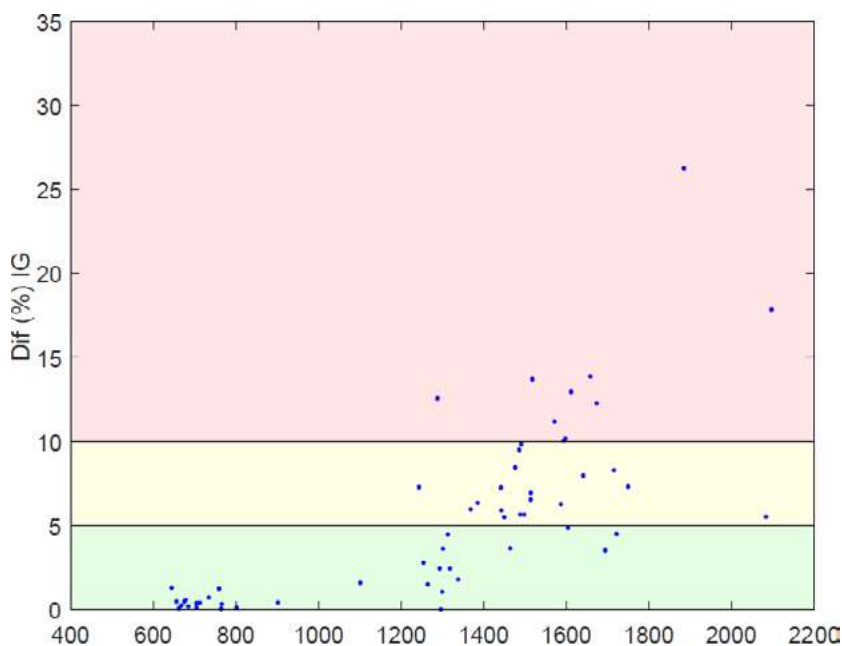
## MATERIALES Y MÉTODOS

En nuestro centro los tratamientos de cáncer de próstata se tratan con dos campos VMAT que recorren 130°-230° y 270°-90°, con colimación 3° y 90° respectivamente. Esta configuración de haces representa nuestra solución de clase y da lugar a una media de 702±55UM/fx para administrar 3Gy/fx. Para realizar el estudio se han elegido 15 pacientes aleatorizados tratados previamente y se han creado 4 planes para cada uno de ellos. Estos planes de tratamiento se han modulado progresivamente para conseguir generar un mayor número de segmentos y UM por fracción. De esta forma llevamos al límite la configuración de haces anterior, buscando así una discrepancia entre el cálculo del planificador y el cálculo secundario o entre el cálculo del planificador y su entrega por parte del acelerador.

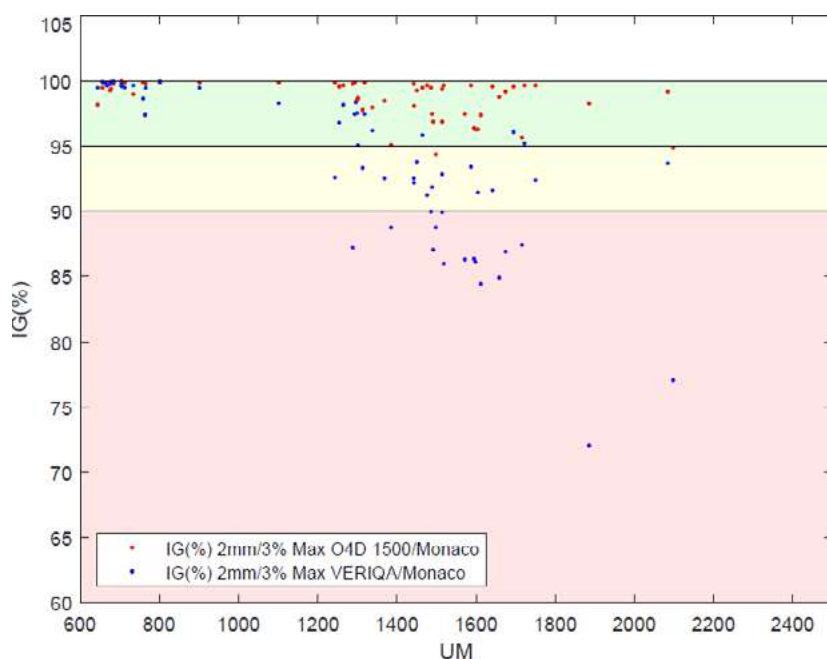
Los tratamientos han sido planificados con Monaco v5.51.10 e impartidos en el acelerador Versa HD- Elekta. La verificación de todos los tratamientos se ha realizado con Octavius4D-1500 y mediante el software VERIQA de PTW, a partir del análisis gamma con criterio 2 mm/3% dosis normalizado al punto de máxima dosis. Aquellos planes de tratamiento con un IG<90% serán considerados no validos clínicamente.

## RESULTADOS

En los tratamientos que imparten un mayor número de unidades monitor se observa una mayor discrepancia entre el cálculo de Monaco y VERIQA. Observamos en la FIGURA 2 que a medida que el número de UM aumenta, el IG determinado por VERIQA disminuye, llegando a no cumplir el criterio para determinados planes. Mientras que la verificación a partir de Octavius4D-1500 cumple el criterio gamma establecido en todos los planes.



**Figura 1: Diferencia entre índice gamma O4D-1500/Monaco y VERIQA/Monaco**



**Figura 2: Índice gamma de los diferentes tratamientos en función de las unidades monitor**

## DISCUSIÓN

A partir del análisis de los resultados, se establece que en el intervalo (600-1341) UM, los planes de tratamiento cumplen IG VERIQA > 95% y el cálculo que realiza VERIQA/Monaco es consistente y entregado correctamente por el acelerador. Tratamientos con UM por encima de este intervalo se entregan correctamente por el acelerador pero no todos ellos cumplen el IG VERIQA > 90%.

## CONCLUSIONES

Se ha establecido que los tratamientos de próstata son impartidos correctamente por el acelerador a pesar de la sobre modulación producida. Se garantiza la verificación exclusiva de estos tratamientos con el cálculo secundario VERIQA cuando las unidades monitor impartidas sean inferiores a 1340.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> STRALINGS DOSIMETRIE, NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR. CODE OF PRACTICE FOR THE QUALITY ASSURANCE AND CONTROL FOR VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY. REPORT, 2015, VOL. 24, P. 9-59.
- <sup>2</sup> ZHU, TIMOTHY C., ET AL. REPORT OF AAPM TASK GROUP 219 ON INDEPENDENT CALCULATION-BASED DOSE/MU VERIFICATION FOR IMRT. MEDICAL PHYSICS, 2021, VOL. 48, NO 10, P.E808-E829.

# ES LA TÉCNICA STEP&SHOOT UNA LIMITACIÓN PARA EL ELEKTA UNITY?

Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Sánchez López, R. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1)  
(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: STEP&SHOOT, VMAT, UNITY

## INTRODUCCIÓN

El Elekta Unity es un sistema que combina un acelerador lineal de energía nominal 7 MV FFF con una resonancia magnética para realizar el guiado por imagen. Eso permite adaptar el tratamiento para cada fracción, lo que mejora el resultado final en cuanto a cubrimiento del PTV y órganos de riesgo (OAR). Sin embargo, sólo incluye la técnica Step&Shoot para realizar la planificación, no habiéndose implementado hasta ahora la capacidad de planificar tratamientos con la técnica VMAT. Se estudia si esto es una seria





limitación en cuanto a la capacidad de conseguir un buen cubrimiento del PTV mientras se cumplen las tolerancias establecidas a los OAR, consiguiendo una conformación y homogeneidad de la dosis similar.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se planificó un paciente prescrito a 20 Gy en 3 fracciones con el TPS Elekta Monaco (v. 5.51.11). Se utilizaron la técnica step&shoot con 9 haces de radiación en un Elekta Unity y se repitió la planificación sin cambiar ninguna función de coste para un Elekta Versa, ya que no es posible realizar esta técnica para un Unity. Se compararon ambas planificaciones mediante los índices de conformación (CI) y homogeneidad (HI), así como las dosis medias a varios OAR.

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos se muestran en la tabla, en la que se aprecia mejor CI para el tratamiento step&shoot, y mismo HI. Las diferencias de dosis en los OAR no son mayores en intestino y prácticamente iguales para el resto de OAR.

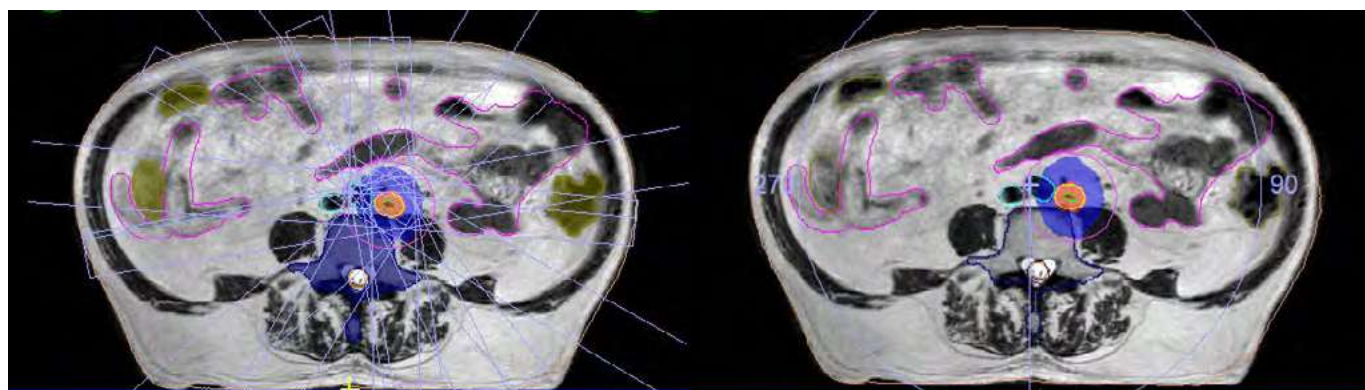


FIGURA 1. Planificación step&shoot (izda) y VMAT (dcha).

| PTV               | Step&shoot |        |        | VMAT |        |        |
|-------------------|------------|--------|--------|------|--------|--------|
|                   | CN         | HI     | V100   | CN   | HI     | V100   |
|                   | 1,42       | 0,06   | 99,77% | 1,51 | 0,06   | 100%   |
| OAR               | Dmin       | Dmax   | Dmedia | Dmin | Dmax   | Dmedia |
| Duodeno           | 22,4       | 233,5  | 55,4   | 20,2 | 169,4  | 51,0   |
| Intestino grueso  | 9,6        | 910,8  | 141,7  | 5,9  | 467,0  | 64,9   |
| Intestino delgado | 9,2        | 1461,6 | 201,7  | 5,8  | 1345,1 | 180,6  |
| Médula espinal    | 5,5        | 713,0  | 151,7  | 4,9  | 790,0  | 153,7  |
| Vasos             | 33,5       | 2966,4 | 491,6  | 30,7 | 3013,0 | 438,1  |

## DISCUSIÓN

Las diferencias para el caso estudiado en cuanto a índices de conformación y dosis recibidas entre ambas técnicas de tratamiento son muy pequeñas. El cubrimiento del PTV por la dosis prescrita es similar con ambas técnicas. Sólo se observa un aumento significativo de la dosis recibida en el intestino grueso.

## CONCLUSIÓN

La limitación en el uso de la técnica VMAT en un Elekta Unity no parece tener la suficiente importancia dosimétricamente, más teniendo en cuenta que se puede aumentar el número de haces, consiguiéndose con step&shoot un efecto similar al VMAT.

## REFERENCIAS

- PAPPAS, E., ET AL. "DOSIMETRIC PERFORMANCE OF THE ELEKTA UNITY MR-LINAC SYSTEM: 2D AND 3D DOSIMETRY IN ANTHROPOMORPHIC INHOMOGENEOUS GEOMETRY." PHYSICS IN MEDICINE & BIOLOGY 64.22 (2019): 225009.



## COMPARACIÓN RETROSPECTIVA DE DOSIMETRÍAS DE OROFARINGE PLANIFICADAS CON IMRT, VMAT Y VMAT CON RAPIDPLAN

Pino Sorroche, F. (1); Sancho Kolster, I. (1); Modolell Farré, I. (1); Picón Olmos, C. (1)

(1) Instituto Catalán de Oncología, Hospitalet

PALABRAS CLAVE: RAPIDPLAN, SCRIPTING, VMAT, IMRT, ORL

### OBJETIVO

Comparar las dosimetrías utilizando diferentes índices dosimétricos de tratamientos en orofaringe planificados en nuestro centro con IMRT, VMAT y VMAT con RapidPlan desde el año 2011 de forma retrospectiva.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se obtuvieron los índices dosimétricos más relevantes de los pacientes de orofaringe planificados en nuestro centro de forma retrospectiva desde el año 2011. Para ello, se utilizó un script desarrollado en nuestro centro con Visual C++ para obtener los índices dosimétricos de cada uno de los planes. La dosimetría de estos pacientes se realizó con IMRT (20), VMAT (115) y VMAT con RapidPlan (VMATRP) (50) utilizando las versiones del sistema de planificación Eclipse (Varian Medical Systems, USA) versión 7, 13 y 15 instaladas los años 2009, 2014 y 2019 respectivamente. Los tratamientos realizados se prescribieron a 33 sesiones, con el PTV1 prescrito a 54.12 Gy y el PTV11 a 69.96 Gy. La TABLA 1 muestra las restricciones utilizadas para aceptar las dosimetrías. Las unidades de tratamiento fueron el Varian Trilogy con MLC Millenium 120, Varian TrueBeam con MLC Millenium 120 y HD120, y Halcyon (Varian Medical Systems, USA). Las energías de tratamiento fueron 6X y 6FFF. Los tratamientos de IMRT se realizaron con 7 campos con sliding window. Los tratamientos de VMAT y VMATRP se realizaron con 2 arcos coplanares. El modelo RapidPlan (Varian Medical Systems, USA) se puso en marcha en 2019 y se alimentó con 38 casos de nuestro propio centro.

### RESULTADOS

La TABLA 2 muestra los resultados obtenidos para diferentes índices dosimétricos para las dosimetrías calculadas con IMRT, VMAT y VMATRP. Se observa que la cobertura del PTV11 es mejor para las técnicas de VMAT que para la IMRT, y se obtiene una mejor dosis para las parótidas con IMRT y VMAT respecto a VMATRP. El índice de homogeneidad (IH) es claramente mejor en el caso de la VMATRP. Las dosimetrías realizadas con IMRT presentan una dispersión en los índices dosimétricos más alta.

### CONCLUSIONES

Las dosimetrías VMATRP obtienen resultados similares a las de VMAT, mejorando el IC. Tanto VMATRP como VMAT tienen menos dispersión en los índices dosimétricos. Las dosimetrías con VMATRP son más rápidas de realizar y necesitan menos formación de los dosimetristas.

|                                                         |
|---------------------------------------------------------|
| $V_{51.4\text{Gy}}(\text{PTV1}) > 98\%$                 |
| $V_{66.4\text{Gy}}(\text{PTV11}) > 98\%$                |
| $V_{69.96\text{Gy}}(\text{PTV11}) = 50\%$               |
| $V_{74.8\text{Gy}}(\text{PTV11}) < 2\%$                 |
| $D_{\text{MAX}}(\text{Medula}) < 45 \text{ Gy}$         |
| $D_{\text{MAX}}(\text{Tronco}) < 54 \text{ Gy}$         |
| $D_{\text{MEDIA}}(\text{Laringe}) < 45 \text{ Gy}$      |
| $D_{\text{MEDIA}}(\text{Parótida}) < 26 \text{ Gy}$     |
| $V_{70\text{Gy}}(\text{Mandibula}) < 5\text{cm}^3$      |
| $D_{\text{MEDIA}}(\text{Cavidad oral}) < 45 \text{ Gy}$ |
| $V_{50\text{Gy}}(\text{PRV}_{\text{MEDULA}}) < 1\%$     |
| $V_{59\text{Gy}}(\text{PRV}_{\text{TRONCO}}) < 1\%$     |

TABLA 1. Restricciones utilizadas en las dosimetrías de orofaringe prescritas a 33 sesiones.



|                                              | VMAT <sub>RP</sub> | VMAT          | IMRT          |
|----------------------------------------------|--------------------|---------------|---------------|
| <i>N</i>                                     | 50                 | 115           | 20            |
| V <sub>PTV11</sub> (95%DP) (%)               | 99.0 ± 0.9         | 99.3 ± 0.8    | 98.3 ± 2.2    |
| D <sub>PTV11</sub> (98%) (Gy)                | 71.8 ± 0.5         | 71.3 ± 0.4    | 72.3 ± 0.9    |
| D <sub>PTV11</sub> (2%) (Gy)                 | 67.1 ± 0.6         | 67.4 ± 1.3    | 66.2 ± 2.7    |
| IH                                           | 0.067 ± 0.014      | 0.056 ± 0.014 | 0.088 ± 0.014 |
| IC                                           | 1.15 ± 0.05        | 1.25 ± 0.12   | 1.33 ± 0.16   |
| D <sub>MAX</sub> (Medula) (Gy)               | 40.2 ± 1.9         | 40.2 ± 2.8    | 39.7 ± 6.9    |
| D <sub>5cm3</sub> (Mandibula) (Gy)           | 62.7 ± 5.8         | 62.4 ± 5.3    | 64.1 ± 5.6    |
| D <sub>MEDIA</sub> (Parótida derecha) (Gy)   | 27.4 ± 7.5         | 25.3 ± 7.0    | 24.1 ± 6.5    |
| D <sub>MEDIA</sub> (Parótida izquierda) (Gy) | 26.1 ± 4.8         | 24.2 ± 4.2    | 22.7 ± 2.8    |

TABLA 2. Resultados obtenidos para en las dosimetrías realizadas con IMRT,VMAT y VMAT planificada con RapidPlan (VMATRP).  
IH = (D98%(PTV11)- D2%(PTV11))/D50%(PTV11). IC = V100(BODY)/V(PTV).

## COMPARACIÓN DE DOS SISTEMAS DOSIMÉTRICOS PARA REALIZAR UN TEST END-TO-END

García Hernández, M. J. (1); Soza Marañón, Á. (1); García Agrela, I. (1); Megías Ruiz, J. M. (1); García Ovejero, J. (1)  
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

PALABRAS CLAVE: END TO END, CONTROL DE CALIDAD, SBRT

### INTRODUCCIÓN

La precisión del proceso radioterápico se puede estimar mediante la realización de pruebas tipo end-to-end (E2E), evaluando si la dosis prescrita se administra en la ubicación espacial deseada.

En este trabajo se comparan los resultados de la precisión geométrica con dos maniqués que integran sistemas dosimétricos diferentes.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizan dos maniqués:

- StereoPHAN (Sun Nuclear) con inserto para alojamiento de película radiocrómica
- Delta4 Phantom+ (ScandiDos), con dos planos perpendiculares de diodos separados 5 mm en la zona de análisis, insertados en material PMMA cilíndrico.

En ambos casos se adquieren imágenes CT con espesor de corte de 2 mm y se realiza el cálculo dosimétrico con Monaco 5.51.10 (Elekta).

Se realizan dos planificaciones de SBRT (5Gy) con técnica VMAT y 4 volúmenes objetivo en cada una. Para estudiar el efecto del giro de mesa, se aplican giros máximos de 10° y 80° en cada una de las planificaciones.

El posicionamiento en la unidad de tratamiento Versa HD con mesa Hexapod (6D) se realiza mediante guiado por CBCT, utilizando los colimadores S20 y M20. En el caso del Delta4+, se añaden marcas fiduciales para facilitar el registro.

Con el Stereophan se realizan sendos tratamientos completos, con orientaciones coronal y sagital respectivamente.

El análisis geométrico se realiza mediante la superposición de perfiles medidos y calculados, hasta que el desplazamiento hace coincidir la dosis en torno al 60% de la dosis prescrita.

Se realiza también un análisis gamma (2%, 2 mm), con umbral del 20% y normalización a la dosis de prescripción.

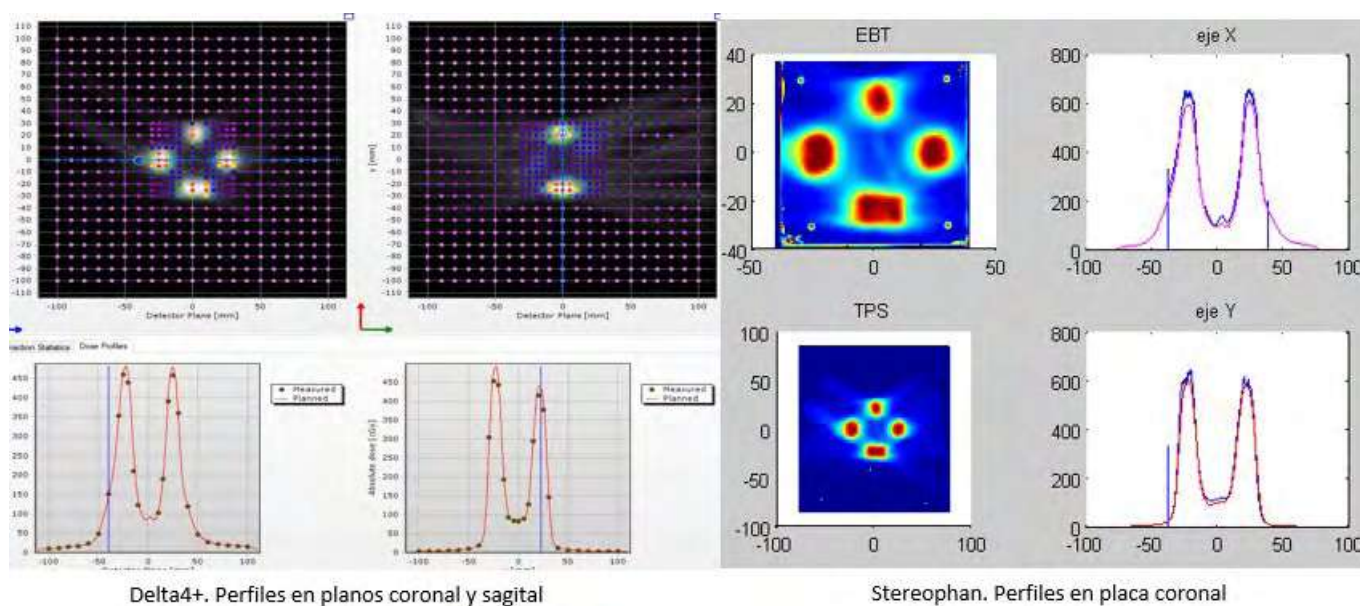
## RESULTADOS

La máxima desviación traslacional encontrada es en dirección crossline, de 0.5 mm para el Stereophan con película, y 0.8 mm en el caso de Delta4+.

Los resultados gamma se muestran en la tabla:

|                 | Stereophan con película |               | Delta4+ |
|-----------------|-------------------------|---------------|---------|
|                 | Plano Coronal           | Plano Sagital |         |
| Gamma (2%, 2mm) | 94%                     | 92%           | 96%     |

El análisis gamma con Delta4+ de los arcos individuales con giro de mesa 80° es inferior al 90%. No se encontraron diferencias de posicionamiento entre los CBCT con S20 o M20.



## DISCUSIÓN

A pesar de que la resolución espacial de las películas suponga una ventaja para obtener una estimación más fiable de la desviación geométrica, los resultados muestran que la resolución espacial en el Delta4+ es suficiente para caracterizar los gradientes de dosis de los tratamientos evaluados.

El apantallamiento entre detectores del Delta4+ para giros de mesa pronunciados tiene impacto negativo en la evaluación dosimétrica en cuanto al resultado gamma. Sin embargo, no se ha visto en este caso impacto en el análisis geométrico.

Una ventaja adicional de usar el detector Delta4+ es que éste requiere una única irradiación, frente a las dos del Stereophan, para obtener información tridimensional. Además, Delta4+ proporciona resultados parciales por arco de tratamiento, y el tiempo requerido, tanto para la irradiación como para el análisis de resultados, es sensiblemente menor.

Por lo tanto, el Delta4+ puede ser una alternativa viable para la realización de un test end-to-end en tratamientos de SBRT.



## ANÁLISIS DE DATOS OBTENIDOS CON EL SOFTWARE DOSECHECK PARA CONTROL DE CALIDAD DE LOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA

Alonso Muriedas, J. (1); Beldarrain Portugal, J. (2); Bruzos López, D. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Reguilón Martín, A. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Fabregat Borrás, R. (1); Gómez Enríquez, F. (1); Albendea Roch, J. (1); Pinto Guevara, F. (1); García Lamela, M. (1); Ruiz Arrebola, S. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, (2) Universidad de Cantabria

### INTRODUCCIÓN

DoseCheck es una aplicación del software SunCheck (Sun Nuclear) para el cálculo independiente de la planificación de un tratamiento de Radioterapia. También permite comparar con el plan de referencia y de esta manera evaluar la bondad del cálculo. Para esta comparación, DoseCheck utiliza el test gamma. Este test consiste en el análisis relativo de ambos planes a nivel de píxel, en términos de diferencia de dosis y distancia.

El objetivo del trabajo ha sido el análisis de los datos extraídos del SunCheck. Estos datos son el resultado del test gamma para patologías de diferentes localizaciones, distinguiendo el volumen objetivo de los órganos de riesgo (OARs).

### MATERIAL Y MÉTODOS

El plan de referencia se planificó en el sistema de planificación de tratamientos Eclipse® (Varian), versión 16.1., el cual utiliza el algoritmo AcurosXB mientras que SunCheck utiliza un CCC (Collapsed Cone Convolution). Usando consultas SQL, se obtuvieron los resultados del test gamma (3%, 3mm) para todos los pacientes registrados en SunCheck (500 pacientes aproximadamente).

Los valores gamma se recogieron según la localización de la lesión a tratar (pelvis, pulmones, cabeza y cuello, ginecológica, gastrointestinal, mama, cerebro y abdominal). Del mismo modo, se separó el valor gamma para cada volumen objetivo y para los OARs cercanos a la lesión de interés. En mama y pulmones, los OARs fueron los pulmones, corazón, mama y médula.

### RESULTADOS

La FIGURA 1 muestra el histograma de los valores gamma menores del 95% para diferentes localizaciones. Los valores gamma menores corresponden a planes de tratamiento de mama y pulmón.

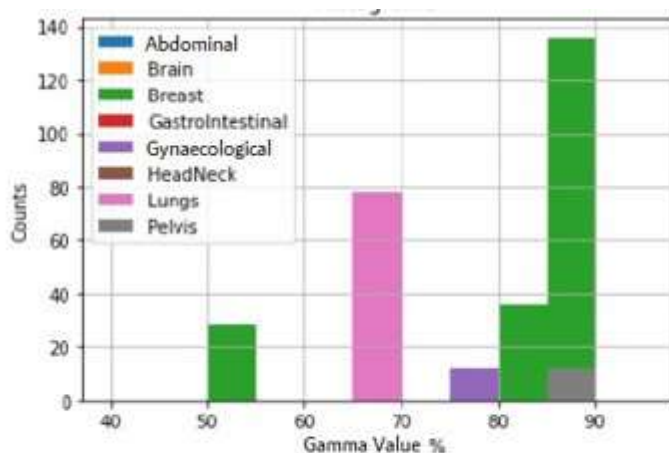


Figura1. Histograma de los valores gamma menores del 95% para planes de diferentes localizaciones.

La figura 2 muestra el histograma de los valores gamma menores del 95% para los OARs y el volumen objetivo de las localizaciones de pulmón y mama. Los valores gamma son más desfavorables para los volúmenes objetivo respecto los OARs.



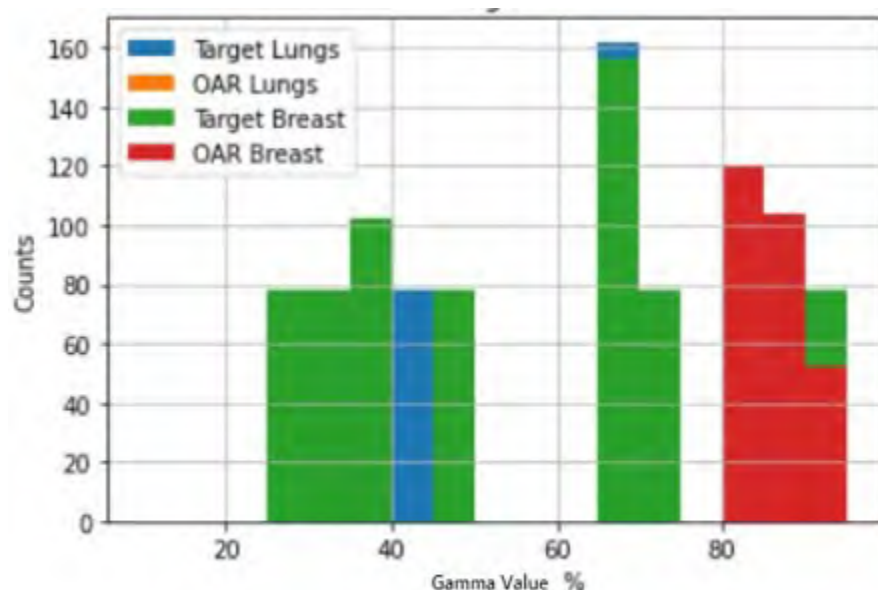


Figura2. Histograma de los valores gamma menores del 95% para los volúmenes objetivos y OARs en localizaciones de pulmón y mama.

## DISCUSIÓN

El cálculo secundario de los planes presenta mayor discrepancia en tratamientos de pulmón y mama en términos del valor gamma, debido a las inhomogeneidades en el cálculo de la dosis o en la transición tejido-aire. Un análisis más detallado de estos casos nos permitiría proponer planes de tratamiento con índices gamma más altos.

Los valores gamma son más desfavorables para los volúmenes objetivo que para los OARs. Esto podría deberse al hecho de que la modulación o complejidad del cálculo y las inhomogeneidades son mayores en el volumen objetivo.

## CONCLUSIÓN

El análisis propuesto nos ha permitido realizar una comparación según el test gamma entre los planes de tratamiento calculados en Eclipse y aquellos calculados en DoseCheck, para todos los pacientes registrados en SunCheck.

# REPERCUSIÓN DE LA CURVA DE CALIBRACIÓN SOBRE EL CÁLCULO DE DISTRIBUCIONES DOSIMÉTRICAS Y ALGORITMO DIRECTDENSITY

Ponce Navarro, F. J. (1); Ariño Oliver, J. (1); Lara Aristimuño, I. (1); Artigues Pedrola, M. (1)

(1) Hospital Universitario San Juan de Reus

PALABRAS CLAVE: SIMULADOR CT, CURVA DE CALIBRACIÓN, DIRECTDENSITY, DOSIMETRÍA

## INTRODUCCIÓN

La adquisición de imágenes TC revela la anatomía del paciente para que el sistema de planificación (SP) sea capaz de realizar un cálculo preciso de la distribución dosimétrica. Para cada kilovoltaje (kV) empleado es necesaria una curva de calibración (CC) que relacione las unidades Hounsfield (UH) de la imagen TC con las densidades electrónicas relativas de los diferentes materiales. En busca de eliminar esta dependencia, aparece el algoritmo *DirectDensity* (DD) (Siemens Healthcare), que aplica una única conversión lineal independientemente del kV.

El objetivo de este trabajo es analizar la repercusión que supone el cambio de CC sobre el cálculo de distribuciones dosimétricas y presentar las diferencias con las calibraciones tipo DD, tras la adquisición de un nuevo simulador con este algoritmo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El simulador adquirido es un SOMATOM go.Open Pro (Siemens Healthcare); frente al equipo anterior, un Optima CT580 (GE Healthcare).





En la calibración, se ha utilizado el maniquí *Gammex 467* (*Gammex*), con insertos que simulan diferentes tejidos. Las UH promedio se obtuvieron para cinco colocaciones distintas de los insertos, para valorar potenciales interdependencias.

Además, se utilizó independientemente la aplicación *Contouring* de *Aria* (*Varian*) y el *PACS RAIMViewer* (*UDIAT*).

Los protocolos de adquisición empleados fueron: cráneo, tórax y abdomen; a 120 kV, obteniendo una curva promedio. Dado que el protocolo de cráneo resultó ser el más dispar, se evaluó el impacto dosimétrico de dichas diferencias en distintos planes de tratamiento, calculados con el *SP Eclipse* (*Varian*). Posteriormente, se repitió el procedimiento enfrentando la curva promedio con la del antiguo TC.

Finalmente, se realizó por duplicado el ajuste DD, que utiliza un modelo de atenuación basado en la descomposición de materiales en agua y hueso para obtener una relación lineal entre las UH de la imagen y la densidad electrónica relativa.

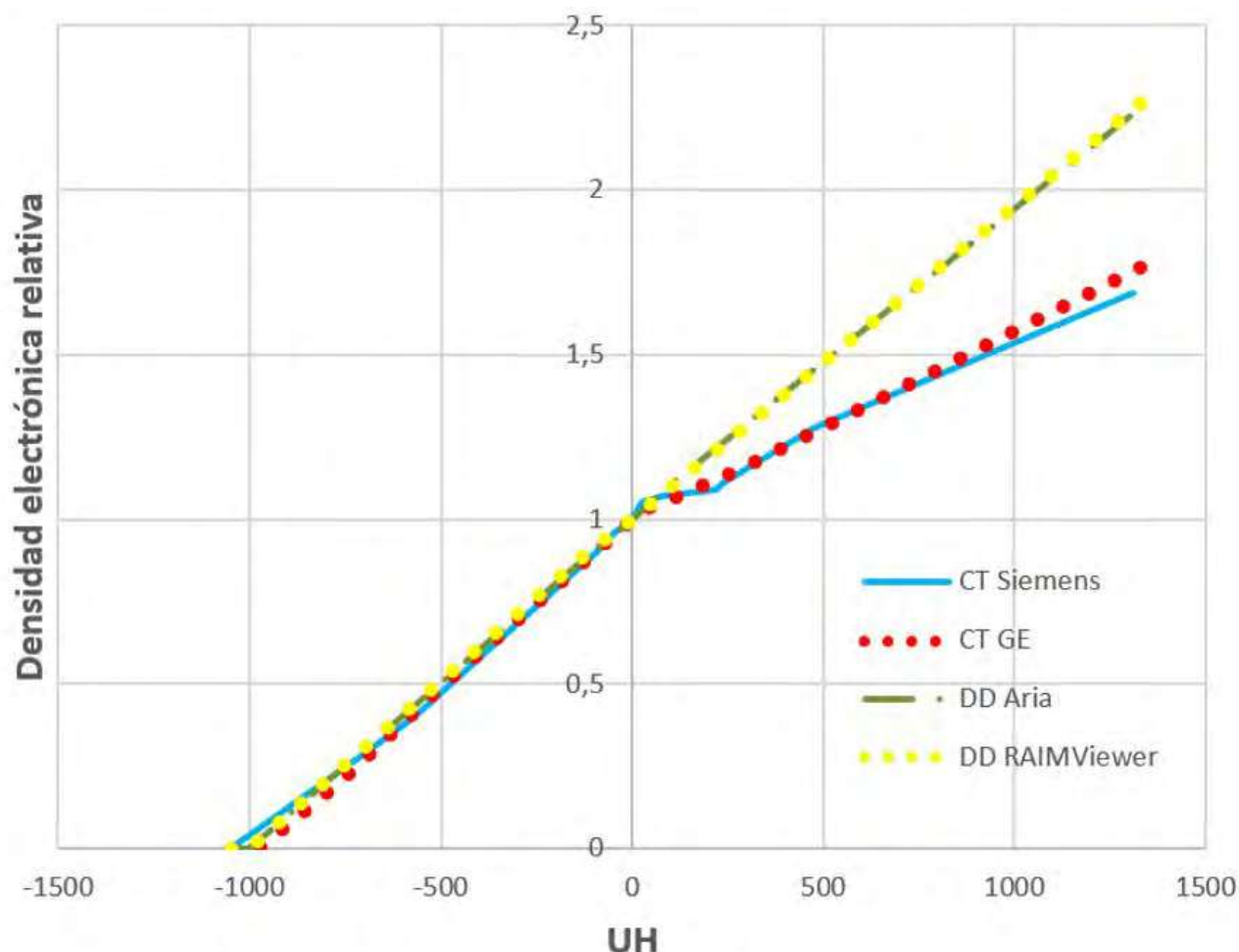
## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La TABLA 1 muestra que el impacto dosimétrico de usar diferentes protocolos de adquisición en el nuevo TC Siemens, así como de usar distintos equipos TC, es muy bajo. Solo se encontraron diferencias locales apreciables en los casos más desfavorables (presencia de aire en pulmón y en mama debido a un *bolus*), que se minimizaron en tratamientos modulados por quedar su incidencia más repartida.

|             |                      | TC_Siemens_promedio / TC_Siemens_cráneo |               |         | TC_Siemens_promedio / TC_GE |         |         |
|-------------|----------------------|-----------------------------------------|---------------|---------|-----------------------------|---------|---------|
|             |                      | ORL VMAT                                | Holocráneo 3D | SRS FFF | ORL VMAT Pulmón VMAT        | Mama 3D |         |
| PTV         | D <sub>mediana</sub> | 0,02%                                   | 0,05%         | 0,15%   | 0,09%                       | 0,25%   | 0,13%   |
|             | D <sub>2%</sub>      | 0,01%                                   | 0,07%         | 0,18%   | 0,10%                       | 0,49%   | 0,29%   |
|             | D <sub>98%</sub>     | 0,09%                                   | 0,18%         | 0,03%   | 0,06%                       | 0,04%   | 0,01%   |
| Local (PTV) | max                  | 0,11%                                   | 0,41%         | 0,01%   | 0,19%                       | 1,83%   | 3,38%   |
|             | min                  | -0,11%                                  | -0,57%        | -0,25%  | -0,38%                      | -0,85%  | -0,86%  |
| OAR         | D <sub>0,1cm3</sub>  | 0,08%                                   | 0,08%         | 0,33%   | 0,10%                       | 0,14%   | 0,69%   |
|             | D <sub>media</sub>   | 0,01%                                   | 0,18%         | 0,01%   | 0,02%                       | 0,04%   | 0,03%   |
|             |                      | médula                                  |               | cerebro | médula                      |         | corazón |

**Tabla 1:** Diferencias relativas a la dosis de prescripción entre la curva promedio del TC Siemens (TC\_Siemens\_promedio) con el protocolo de cráneo (TC\_Siemens\_cráneo) (arriba) y con la curva del TC de GE (TC\_GE) (abajo). Las diferencias de dosis locales se han obtenido comparando dosis punto a punto en el PTV.

La FIGURA 1 muestra el gran cambio entre las tradicionales CC a 120 kV y la nueva curva del DD independiente del kV. Además, la coincidencia de los resultados mediante los dos métodos diferentes muestra la consistencia de las medidas, ya que las diferencias en densidad relativa fueron siempre < 1%.



**Figura 1:** Representación de las curvas de 120 kV, tanto del CT Siemens como del CT GE, frente a las de DD obtenidas por dos métodos diferentes.

## CONCLUSIONES

No existen diferencias significativas entre curvas tradicionales para 120 kV con distintos protocolos de adquisición o entre los dos equipos TC evaluados, por tanto, se puede utilizar una curva única promedio. El algoritmo DD es prometedor, pero su curva de calibración presenta grandes diferencias frente a las tradicionales, por lo que en nuestro servicio no se ha implementado todavía, debido a que actualmente estamos usando ambos simuladores TC y combinar curvas de calibración tan distintas podría originar errores dosimétricos.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> PRINCIPLES AND APPLICATIONS OF MULTIENERGY CT: REPORT OF AAPM TASK GROUP 291
- <sup>2</sup> IAEA N°19: QUALITY ASSURANCE PROGRAMME FOR COMPUTED TOMOGRAPHY: DIAGNOSTIC AND THERAPY APPLICATIONS
- <sup>3</sup> DOSIMETRIC EVALUATION OF DIRECT ELECTRON DENSITY COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES FOR SIMPLIFICATION OF TREATMENT PLANNING WORKFLOW
- <sup>4</sup> EVALUATION OF THE USE OF DIRECT ELECTRON DENSITY CT IMAGES IN RADIATION THERAPY

## ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EN FETO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA DE PACIENTES GESTANTES

Soza Maraño, Á. (1); Gómez Cores, S. (1); García Hernández, M. J. (1)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Maraño

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, FETO, MAMA

### INTRODUCCIÓN

Es conocido que el efecto teratogénico de la radiación depende de la dosis y del estado de gestación en el momento de la exposición [1].

En general, el estado de gestación es una contraindicación para el tratamiento con radioterapia externa. Sin embargo, puede ocurrir que una paciente gestante comunique su estado durante el tratamiento. Por ello, se plantea la necesidad de estimar la dosis recibida en el útero

En este trabajo se presenta una estimación del rango de dosis a nivel pélvico para un tratamiento de mama.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La simulación anatómica se realiza con un maniquí antropomórfico unido, a nivel pélvico, a un maniquí de RW3, que puede alojar una cámara de ionización y películas radiocrómicas en la zona cúbica (20 cm x 20 cm x 20 cm) (Fig. 1)



Fig 1. Maniquí antropomórfico (Izquierda) y maniquí de RW3 (derecha)

Se irradia un tratamiento real de mama con fraccionamiento de 300 cGy por sesión y 15 sesiones con técnica VMAT en un acelerador Versa HD (Elekta)

Se mide con una cámara de ionización tipo Farmer (FC65-G, IBA) situada en el centro del cubo, a distancia 40 cm del isocentro.

### RESULTADOS

La dosis obtenida con la cámara de ionización es de  $30,4 \pm 0,8$  mGy para el tratamiento completo de 15 sesiones.

### DISCUSIÓN

El límite establecido para los efectos teratogénicos incompatibles con el embarazo es de 100 mGy, superior a la medida obtenida.

Aun así, es necesario estudiar la variación de dosis en la región pélvica, para obtener medidas a diferentes distancias entre útero e isocentro. Para esto, se pretende irradiar el maniquí con cinco placas radiocrómicas de 20 cm x 20 cm insertadas en el cubo



de RW3 en planos coronales cada 2 cm a lo largo del eje antero-posterior. De esta manera obtendremos información tridimensional en rango de  $\pm 10$  cm en torno al centro del cubo.

## CONCLUSIONES

En este estudio preliminar la estimación de la dosis absorbida por el útero a consecuencia del tratamiento de radioterapia en cáncer de mama es inferior a los límites establecidos para la interrupción del embarazo.

A falta de completar el estudio con películas radiocrómicas, los datos hasta ahora obtenidos son compatibles con los publicados en la literatura[1].

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> ICRP, 2000. PREGNANCY AND MEDICAL RADIATION. ICRP PUBLICATION 84. ANN. ICRP 30 (1).

---

# DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN EL EQUIPO IORT-50

Fernández Belmonte, F. (1); Díaz Calzadilla, P. (1); Garrido Bretón, C. (1)

(1) Hospital Universitario de Canarias

## INTRODUCCIÓN

Recientemente ha aparecido diversos equipos de rayos-X que permiten la realización de técnicas de radioterapia intraoperatoria (RIO). Uno de estos equipos es el iORT-50 de BEBIG Medical.

El objetivo de este trabajo ha sido investigar la distribución de dosis producida por los aplicadores esféricos que utiliza este equipo. Esto, a su vez, ha sido un paso previo necesario para implementar su uso clínico en el Hospital Universitario de Canarias.

## MÉTODOS Y MATERIALES

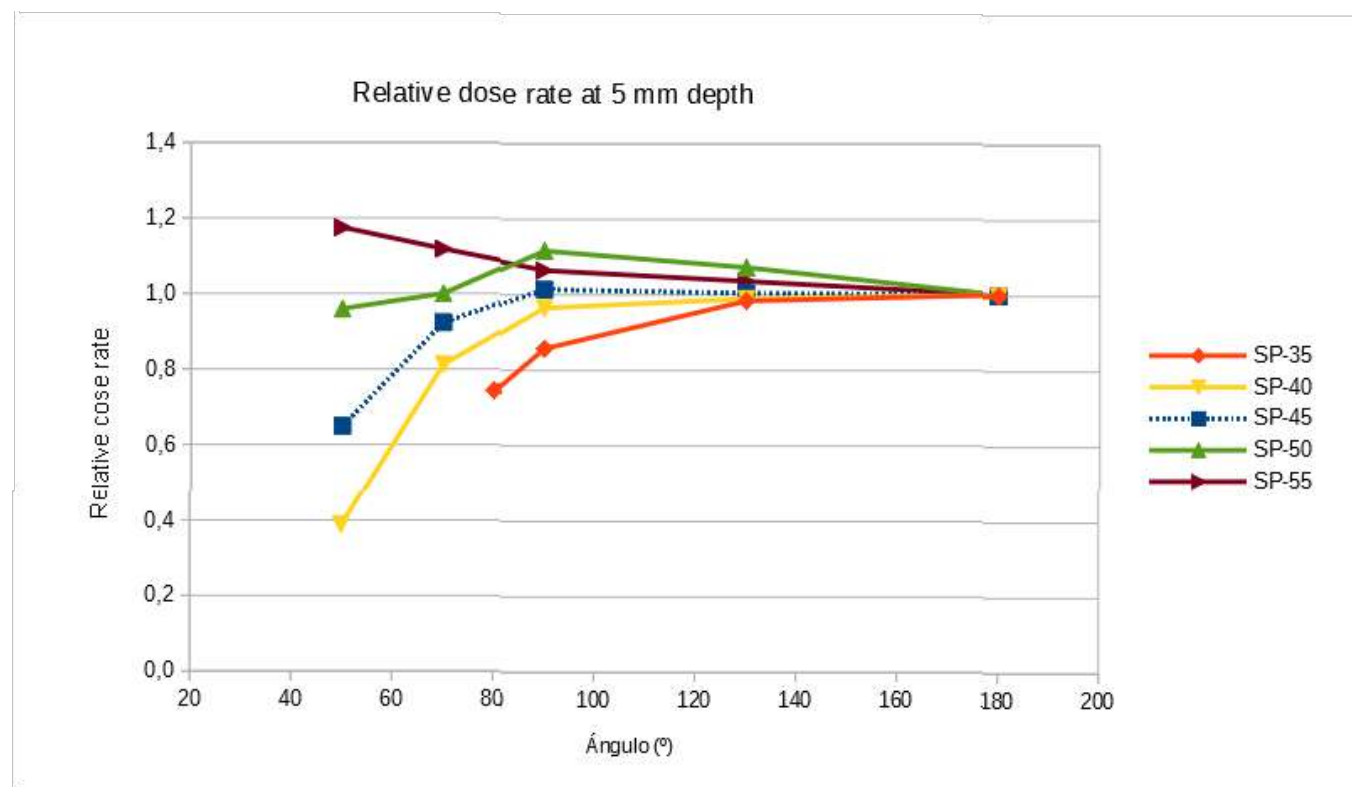
El equipo iORT-50 consiste en un aparato portátil de rayos-X de 70 kV cuyo tubo está situado al final de un brazo articulado que le proporciona una amplia variedad de movimientos en tres dimensiones. Este brazo se conecta a un aplicador esférico, del que existen distintos tamaños.

Las medidas de dosis se realizaron mediante una cámara de ionización PTW 23342 y películas radiocrómicas EBT3 Gafchromic calibradas ex profeso. La irradiación de estas películas se utilizó para determinar el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) en un tanque de agua a lo largo de diferentes direcciones. La dosis de prescripción se define a 5 mm de distancia de la superficie del aplicador esférico. Mediante los PDD y la prescripción se calculan las dosis en profundidad que afectan a los órganos de riesgo (los pulmones, en el caso de radioterapia intraoperatoria de mama, además de la piel y el cristalino de los ojos).

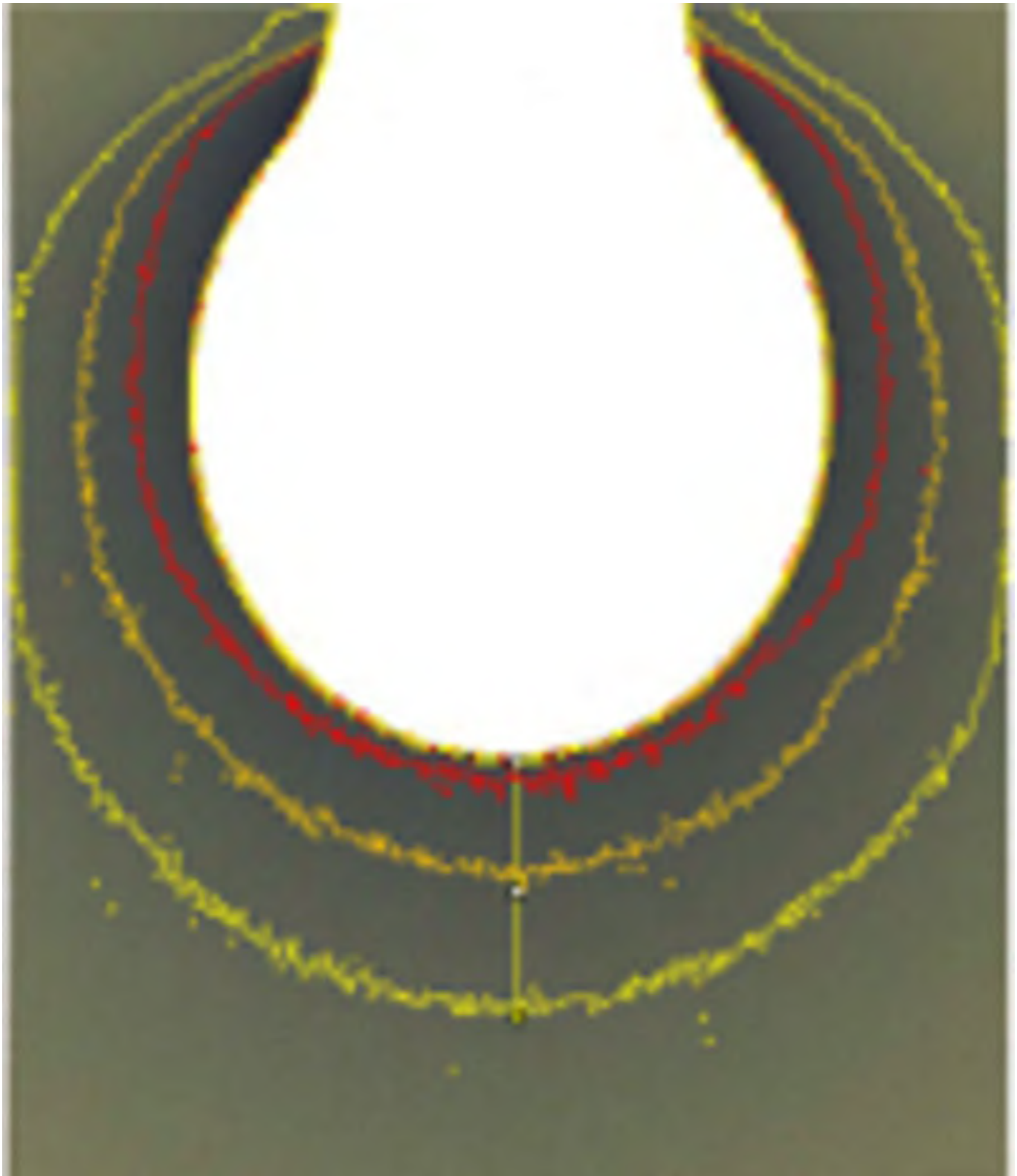
En cada procedimiento clínico se utilizan películas radiocrómicas próximas al aplicador, pegadas a la piel, y próximas a los ojos, sobre las mejillas, para estimar las dosis en piel y los ojos y compararlas con los valores calculados.



## RESULTADOS



El equipo ioRT-50 junto con sus aplicadores circulares presenta una distribución de dosis aproximadamente esférica en un rango de distancias entre 3 y 7 mm desde la superficie de los aplicadores. Las medidas con película y cámara de ionización presentan una incertidumbre expandida que varía entre el 5 y el 10 % a la distancia de prescripción. El mayor aplicador, de 55 mm de diámetro, alcanza una tasa de dosis máxima de 1,5 Gy/min en la superficie, mientras que el menor, de 35 mm de diámetro, llega hasta los 4,1 Gy/min. El resto de aplicadores presentan tasas decrecientes con el diámetro de los mismos.



## CONCLUSIONES

El voltaje pico de 70 kV y un haz fuertemente filtrado (1 mm de Cu, 1 mm de agua, 0,5 mm de Ti) hacen que el ioRT-50 emita una alta dosis a 10 mm de profundidad, lo que permite irradiar el lecho quirúrgico tumoral. La distribución de dosis es adecuada para la técnica intraoperatoria y sugiere establecer una región de tratamiento esférica de 5 mm de profundidad.

En la clínica de la técnica se ha establecido una dosis de tratamiento de 12,5 Gy a 5 mm de profundidad.





## ÁREA TEMÁTICA: PLANIFICACIÓN/OPTIMIZACIÓN DE TRATAMIENTOS

# COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS DE MAMA CON TÉCNICAS IMRT Y VMAT EN EL COMPLEJO HOSPITALARIO UNIVERSITARIO DE CARTAGENA

Martínez Albaladejo, M. (1); Suárez Arteaga, J. (1); Puchades Puchades, V. (1); Ramos Amores, D. (1); Serna Berná, A. (1)

(1) Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA DE MAMA, VMAT, IMRT, EFICIENCIA.

### INTRODUCCIÓN

En el Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena (CHUC) la técnica estándar para los tratamientos de mama ha sido IMRT mediante el planificador Eclipse y acelerador Varian Clinac, sin *gating* o DIBH. Recientemente, se ha incorporado el uso de VMAT en casos seleccionados.

Los tratamientos de mama son hipofraccionados, principalmente a 40.05 Gy en 15 fracciones con/sin áreas ganglionares y boost integrado hasta los 48 Gy, también a 26 Gy en 5 fracciones con/sin boost simultáneo hasta 29 Gy bajo indicaciones RHEMA.

El propósito de este trabajo es comparar dosimétricamente las técnicas VMAT e IMRT para cáncer de mama en aceleradores Clinac.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Se han incluido 15 pacientes con ambas lateralidades y prescripciones. Se han generado planes de tratamiento de IMRT y VMAT con haces de 6X. La primera de ellas, IMRT, consiste en 6-9 haces minimizando incidencias frontales y con la herramienta de *skin flash*, mientras que la segunda, VMAT, en 4 arcos parciales con la generación de un bolus virtual para tener en consideración posibles cambios anatómicos o de respiración del paciente [1,2]. El algoritmo de cálculo fue AcurosXB.

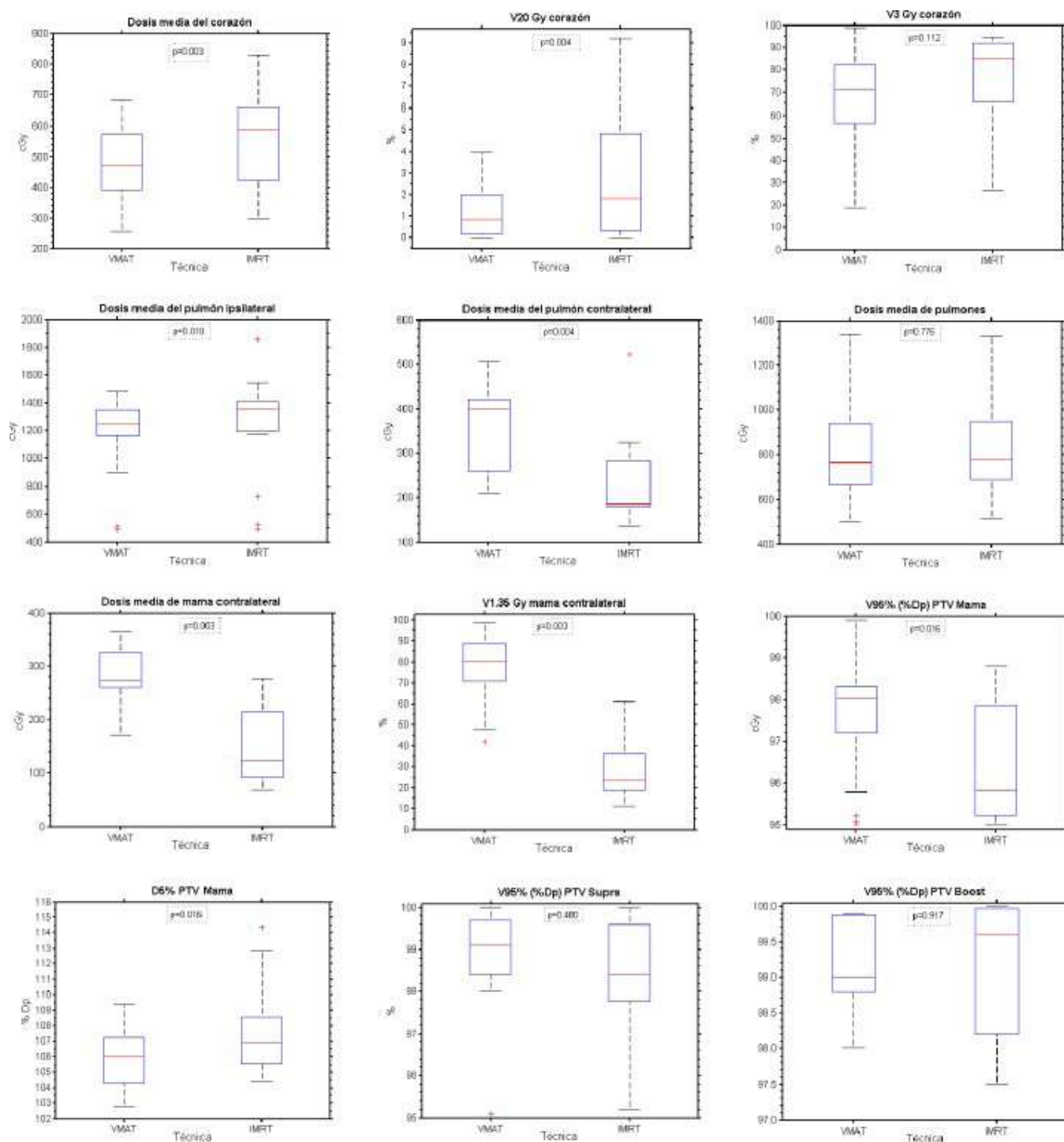
Se analizan los parámetros  $\frac{D_{100}}{V_{95\%}}$ ,  $\frac{D_{100}}{D_{5\%}}$  en los PTVs (Mama, Supra, Boost y Mamaria Interna-MI) y el índice de homogeneidad (HI) y de conformidad (CI) en el PTV de mama. En OAR se comparan las dosis medias del corazón, del pulmón ipsilateral, del pulmón contralateral, de ambos pulmones, además de los volúmenes



en corazón, la dosis media de la mama contralateral y el  $\frac{D_{100}}{V_{1.35Gy}}$ . También se contrastan las Unidades de Monitor (UM) e índice de modulación (cGy/UM) por plan. La significación estadística se realizó con la prueba de rango con signo de Wilcoxon y  $\alpha=0.05$ .

### RESULTADOS

En la figura 1 se muestran los resultados dosimétricos encontrados para PTVs y OAR.



**Figura 1.** Parámetros dosimétricos de OAR y PTV de mama, supra y *boost* para las técnicas VMAT e IMRT en forma de *boxplots* (en donde las líneas rojas representan las medianas y las cruces, supuestos *outliers* o puntos fuera de 1.5 veces el rango intercuartílico). Se incluyen *p-values* entre técnicas. Nótese que la escala vertical es diferente en cada gráfico.

## DISCUSIÓN

Comparando VMAT frente IMRT, los índices  $HI$ ,  $CI$ ,  $\frac{1}{\text{dpi}100/\text{small}V_{95\%}}$  y  $\frac{1}{\text{dpi}100/\text{small}D_{5\%}}$  en PTV Mama quedan mejorados (en promedio -0.1, -0.5, 1.0 %, -1.3 %, respectivamente) y las dosis medias de corazón y pulmón ipsilateral reducidas (0.9 Gy). La dosis media a pulmones apenas varía (0.0 Gy), mientras que las dosis medias al pulmón y a la mama contralateral, más el parámetro  $\frac{1}{\text{dpi}100/\text{small}V_{1.35Gy}}$  aumentan (0.8 Gy, 1.3 Gy y 0.5 %, correspondientemente).



Las UM e índices de modulación disminuyen (1766 UM y 6.5 cGy/UM) con la consiguiente reducción del tiempo de irradiación y de máquina en VMAT. Todos los parámetros estudiados exhiben diferencias estadísticamente significativas ( $p \leq 0.05$ ) salvo la dosis media de los pulmones, el  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small}V_{3\text{Gy}}}$  en corazón y  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small}V_{95\%}}$  en PTV Supra-Boost-MI.

## CONCLUSIONES

Se aprecian mejoras en el PTV de mama en términos de cobertura, índices de conformidad y homogeneidad, además de una disminución de las dosis medias de corazón, pulmón ipsilateral y un aumento de la eficiencia de los tratamientos VMAT frente a IMRT. El detrimento de mayor dosis en tejido contralateral (mama y pulmón) se compensa con las ventajas dosimétricas comentadas. A pesar de estas ventajas, de momento no consideramos VMAT como técnica estándar para tratamientos de mama debido a los recursos invertidos en el planificador con la estrategia del bolus virtual.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> LIZONDO, M., LATORRE-MUSOLL, A., RIBAS, M., CARRASCO, P., ESPINOSA, N., CORAL, A., JORNET, N. (2019). PSEUDO SKIN FLASH ON VMAT IN BREAST RADIOTHERAPY: OPTIMIZATION OF VIRTUAL BOLUS THICKNESS AND HU VALUES. PHYSICA MEDICA, 63. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/j.ejmp.2019.05.010](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.05.010).
- <sup>2</sup> NICOLINI, G., FOGLIATA, A., CLIVIO, A., VANETTI, E. AND COZZI, L. (2011), PLANNING STRATEGIES IN VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY FOR BREAST. MED. PHYS., 38: 4025-4031. [HTTPS://DOI.ORG/10.1118/1.3598442](https://doi.org/10.1118/1.3598442).

# ESTUDIO SOBRE RADIOTERAPIA HOLOCRAEAL CON PROTECCIÓN DE HIPOCAMPOS USANDO VARIAN HYPERARC

Martínez Albaladejo, M. (1); Puchades Puchades, V. (1); Suárez Arteaga, J. (1); Ramos Amores, D. (1); Serna Berná, A. (1)  
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena

PALABRAS CLAVE: HYPERARC, RADIOTERAPIA HOLOCRAEAL, PRESERVACIÓN DE HIPOCAMPOS, AUTOMATIZACIÓN.

## INTRODUCCIÓN

El propósito de este trabajo es evaluar de forma preliminar el uso de Varian HyperArc (HA) como una herramienta de planificación y administración de tratamientos de radioterapia holocraneal con protección de hipocampos (RHPH) en la unidad asistencial del Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena (CHUC).

## MATERIALES Y MÉTODOS\*

14 pacientes de RHPH tratados en aceleradores Clinac mediante la técnica de referencia (TP), 4 arcos coplanares VMAT de 6 MV, fueron replanificados retrospectivamente para la máquina TrueBeam-HDMLC (TPTB), y también utilizando la técnica recién comisionada de HA (1 arco completo+3 no coplanares, 6FFF,  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small} \dot{D}_{max}} = 1400 \text{ MU/min}$ ).

Los OAR de cerebro, hipocampos, cristalinos, nervios ópticos y troncoencéfalo se contornearon bajo RMI y TC. Se prescribió una dosis de 25Gy (12 casos) y 30Gy (2) en 10 sesiones a la mediana del PTV (cerebro excluyendo la región hipocampal expandida 3mm).

Los planes se evaluaron utilizando como parámetros dosimétricos

el  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small} \frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small} V_{105\%}}}$ ,  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small} V_{95\%}}$ ,  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small} D_{98\%}}$ ,  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small} D_{2\%}}$ ,  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small} D_{max}}$  y  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small} D_{min}}$  en PTV, las dosis medias ( $\frac{1}{\text{small} D_{mean}}$ ),  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small} D_{98\%}}$ ,  $\frac{1}{\text{dpi}100} \frac{1}{\text{small} D_{0.1cc}}$

.. para hipocampos y cristalinos, y  $\frac{1}{\text{small} D_{max}}$  en troncoencéfalo y ambos nervios ópticos. También se estimaron los tiempos aproximados de planificación, de irradiación, las UM/plan, el índice de modulación (cGy/UM) y los resultados QA del



análisis */inline/small/gamma* (3%/2mm). La significación estadística se realizó entre HA y TP y entre TPTB y TP, utilizando la prueba de rango con signo de Wilcoxon ( $\alpha=0.05$ ).

## RESULTADOS

Todos los planes cumplieron los criterios dosimétricos de aceptabilidad del departamento. Los resultados de las diferencias dosimétricas entre técnicas se recogen en las Figuras 1-2.

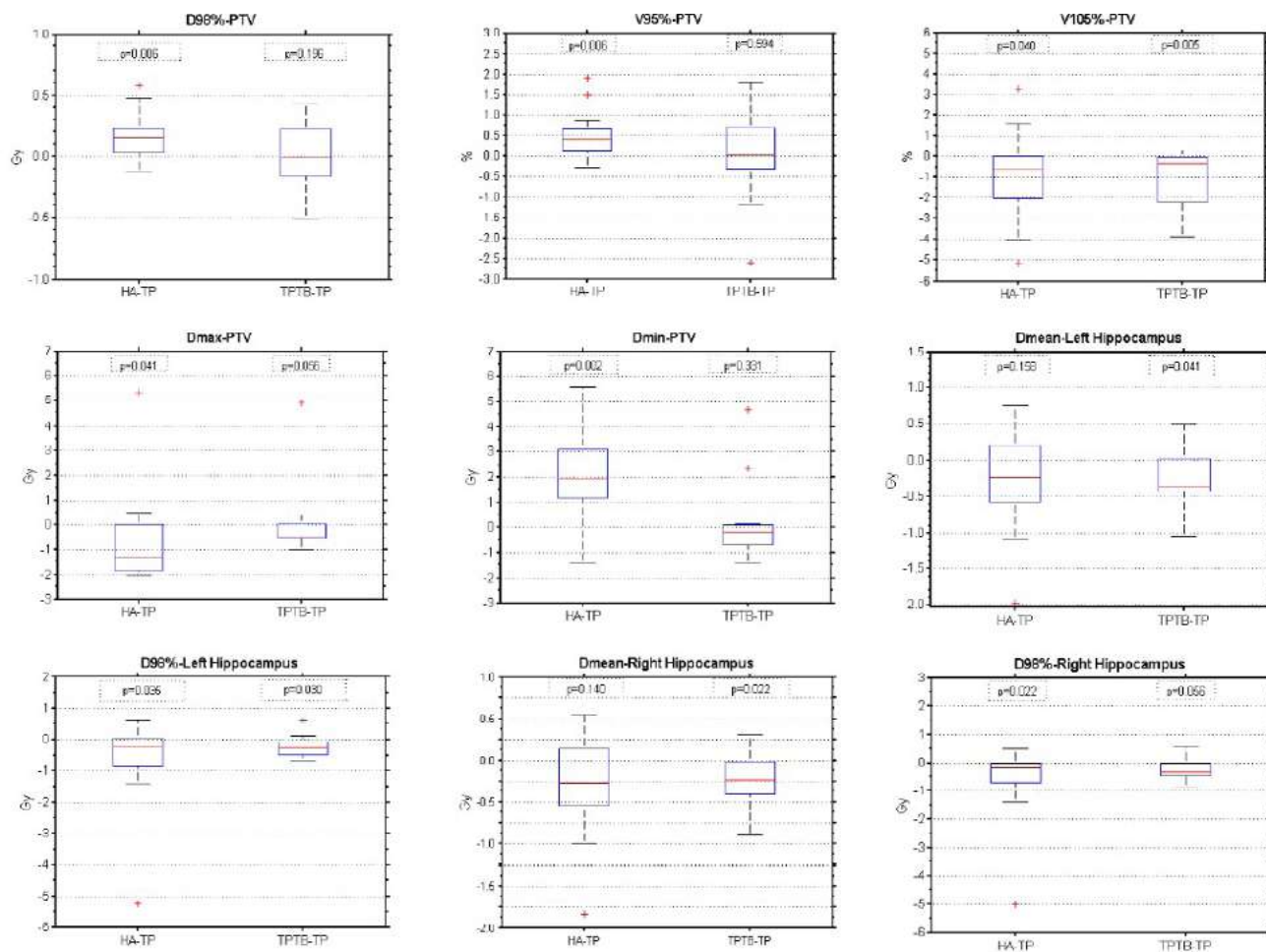
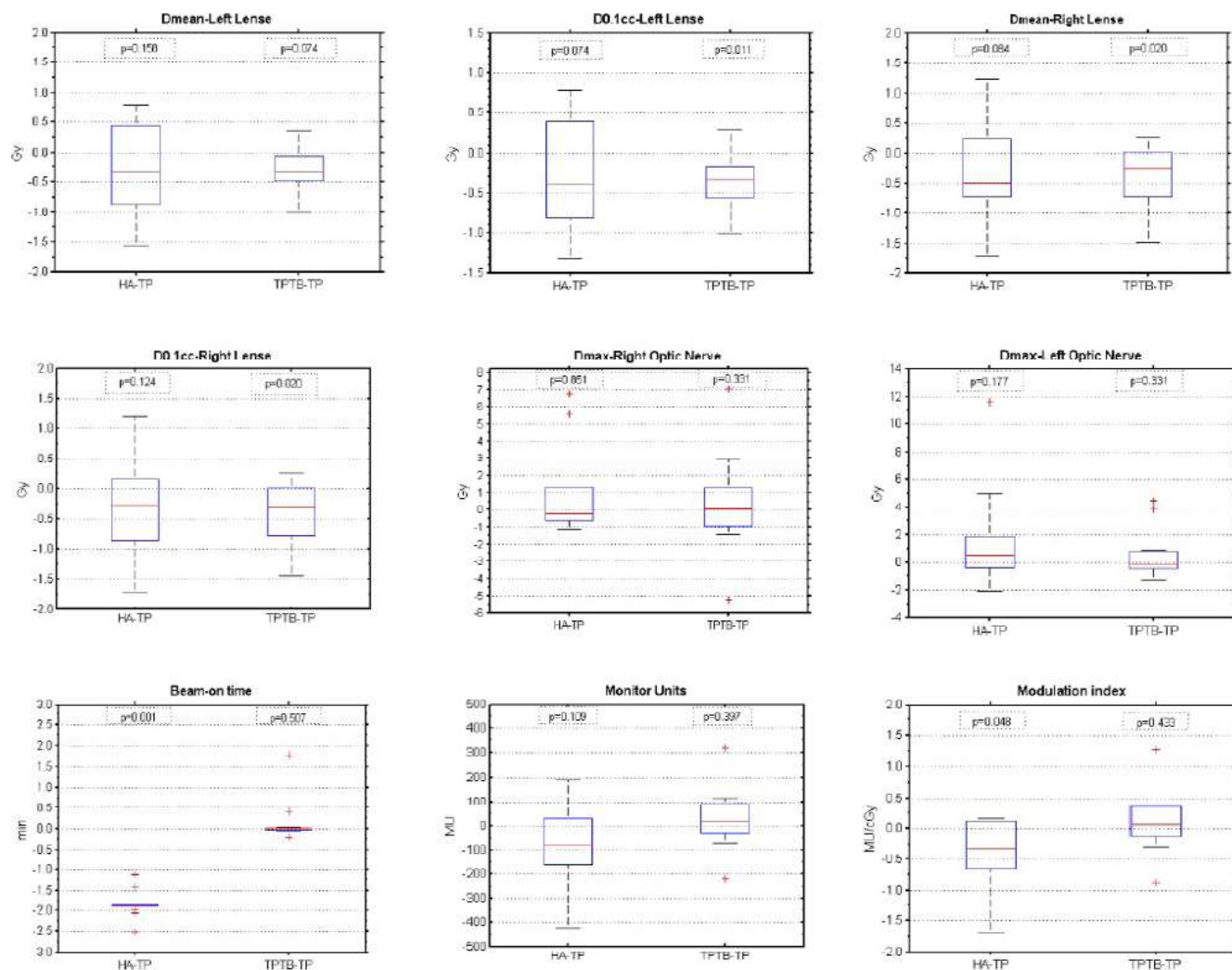


Figura 1. Diferencias en los parámetros dosimétricos de PTV e hipocampus entre HA, TP y TPTB en forma de *boxplots*. Las líneas rojas muestran las medianas de las distribuciones y las marcas rojas, los supuestos *outliers* (puntos fuera de 1.5 veces el rango intercuartílico) vía Matlab. Los *p-values* son el resultado del análisis estadístico entre HA y TP, y entre TP y TPTB.





**Figura 2.** Diferencias en los parámetros dosimétricos de cristalinos, nervios ópticos y de eficiencia entre las técnicas HA, TP y TPTB en forma de *boxplots*. Los *p-values* son el resultado del análisis estadístico entre HA y TP, y entre TP y TPTB. Nótese que la escala vertical no es común.

## DISCUSIÓN

Los planes HA demostraron mejoras significativas en la calidad dosimétrica del PTV incluyendo una reducción de los parámetros  $\text{dpi100/small}V_{105\%}$  ( $-1.1 \pm 2.0\%$ ),  $\text{dpi100/small}D_{2\%}$  ( $-0.2 \pm 2.7\%$ ),  $\text{dpi100/small}D_{max}$  ( $-0.6 \pm 3.4\text{Gy}$ ), más un incremento de  $\text{dpi100/small}D_{min}$  de  $2.0 \pm 4.5\text{Gy}$  y del  $\text{dpi100/small}V_{95\%}$  de  $0.5 \pm 1.0\%$ , en comparación con TP. También se encontró una disminución significativa de dosis en OAR para los planes HA, como muestra la reducción de  $\text{small}D_{min}$  en ambos hipocámpos de  $-0.6 \pm 1.3\text{Gy}$ , y en las dosis medias de los hipocámpos ( $-0.3 \pm 0.8\text{Gy}$ ) y de ambos cristalinos ( $-0.6 \pm 0.7\text{Gy}$ ). Los tiempos de planificación y de irradiación en HA resultaron ser significativamente más cortos que en TP (TPTB) en promedio 52.4 minutos (26.8) y 1.8 minutos (2.0), respectivamente. Las UM e índice de modulación fueron menores para los planes HA frente a TP (75.4UM y 0.4cGy/UM) y TPTB (105.5UM y 0.5cGy/UM). No se encontraron diferencias significativas entre los resultados del QA.

## CONCLUSIONES

Este estudio demuestra el uso de HA como una estrategia eficiente para los tratamientos de RHPH en un acelerador TrueBeam-HDMLC. Como en estudios similares [1,2], las principales ventajas encontradas de esta modalidad en comparación con VMAT coplanar son las ganancias en la preservación dosimétrica de los OAR, la reducción de los volúmenes de dosis altas en PTV e incremento de dosis mínimas en PTV, consumiendo tiempos menores y siendo menos dependiente del nivel de destreza del usuario. Creemos que este incremento de eficiencia y confianza en la técnica debido a la automatización del proceso conlleva una mejora de la calidad de los tratamientos. Por consiguiente, a partir de ahora HA se convierte en nuestra nueva técnica estándar en RHPH.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SPROWLS CJ, SHAH AP, KELLY P, BURCH DR, MATHEWS RS, SWANICK CW, MEEKS SL. WHOLE BRAIN RADIOTHERAPY WITH HIPPOCAMPAL SPARING USING VARIAN HYPERARC. MED DOSIM. 2021 AUTUMN;46(3):264-268. DOI: 10.1016/j.meddos.2021.02.007. EPUB 2021 MAR 24. PMID: 33771435.
- <sup>2</sup> RUSU I, ROESKE J, SOLANKI A, KANG H. FULLY AUTOMATED PLANNING AND DELIVERY OF HIPPOCAMPAL-SPARING WHOLE BRAIN IRRADIATION. MED DOSIM. 2022 SPRING;47(1):8-13. DOI: 10.1016/j.meddos.2021.06.004. EPUB 2021 SEP 1. PMID: 34481718.

# PROTONES Y RADIOTERAPIA CONVENCIONAL: UNA SINERGIA

Cerrón, F. (1); Pérez, J. M. (1); Castro, J. (1); Vera, J. A. (1); Canals, E. (1); Lorenzo, I. (1); Mazal, A. (1)

(1) Centro de Protonterapia

PALABRAS CLAVE: PROTONTERAPIA, RADIOTERAPIA CONVENCIONAL, TRATAMIENTOS COMBINADOS

## INTRODUCCIÓN

La posibilidad de llevar a cabo tratamientos combinados de radioterapia convencional y protonterapia permitiría reducir el coste del tratamiento, haciendo esta terapia accesible a mayor número de pacientes. En este trabajo hemos analizado esta posibilidad para una serie de localizaciones, concluyendo que la opción de un tratamiento mixto es válida para un número elevado de pacientes.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha empleado un acelerador de protones con la técnica Pencil Beam Scanning. Los tratamientos se han diseñado con el sistema de planificación RayStation. Para cada tratamiento de protonterapia, se ha llevado a cabo un backup de rayosX con un módulo de planificación automática que aplica un algoritmo de imitación de dosis, empleando el tratamiento de protones como plantilla. Las estadísticas de dosis se han obtenido con el software ofimático Excel. Este estudio se ha hecho sobre localizaciones a nivel craneal, sacro-torácico y de cabeza y cuello. El volumen irradiado a dosis bajas se calculó como el volumen encerrado por la isodosis de 1Gy. En este trabajo se han analizado un total de 19 pacientes con tumores de cabeza y cuello, 56 pacientes con tumores en localizaciones a nivel torácico-abdominal y 74 pacientes con localizaciones a nivel craneal.

## RESULTADOS

Para cada plan hecho con protones, se calculó el número máximo de fracciones del tratamiento que podría impartirse con un plan de rayosX sin perder los estándares de calidad de dosis en OARs y criterios de cobertura del volumen objetivo. En los tumores de cabeza y cuello, un 44% del tratamiento dado con rayosX conservaría el estándar de calidad e implicaría un aumento en la dosis integral de un 21% en promedio, con un 65% de volumen irradiado a baja dosis. En casos de tumores con localización torácico-abdominal, un 47% del tratamiento dado con rayosX causaría un incremento de un 36% de aumento de dosis integral, y un 108% de más volumen irradiado. Para una localización craneal, un tratamiento mixto con el 53% del tratamiento impartido con fotones causaría un aumento de la dosis integral de en torno al 25%, con un 91% más de volumen irradiado.

## DISCUSIÓN

Multitud de pacientes se beneficiarían de un tratamiento combinado, manteniendo siempre criterios clínicos de cobertura del volumen objetivo, robustez y protección de órganos de riesgo. La posibilidad de combinar protonterapia con radioterapia convencional parece realista, ya que ayudaría a disminuir el coste del tratamiento y aumentar su accesibilidad a mayor número de personas. En estos tratamientos el volumen irradiado a baja dosis es menor en tratamientos combinados que en el caso de un tratamiento integral con rayosX. Esto implica una disminución de la dosis recibida en tejido sano, con menor toxicidad y mayor tolerancia al tratamiento por los pacientes.

## CONCLUSIÓN

Los tratamientos mixtos que combinan planes de radioterapia convencional con planes de protonterapia se presentan como una alternativa idónea para hacer la radioterapia de protones más accesible, ayudando a generalizar su uso.



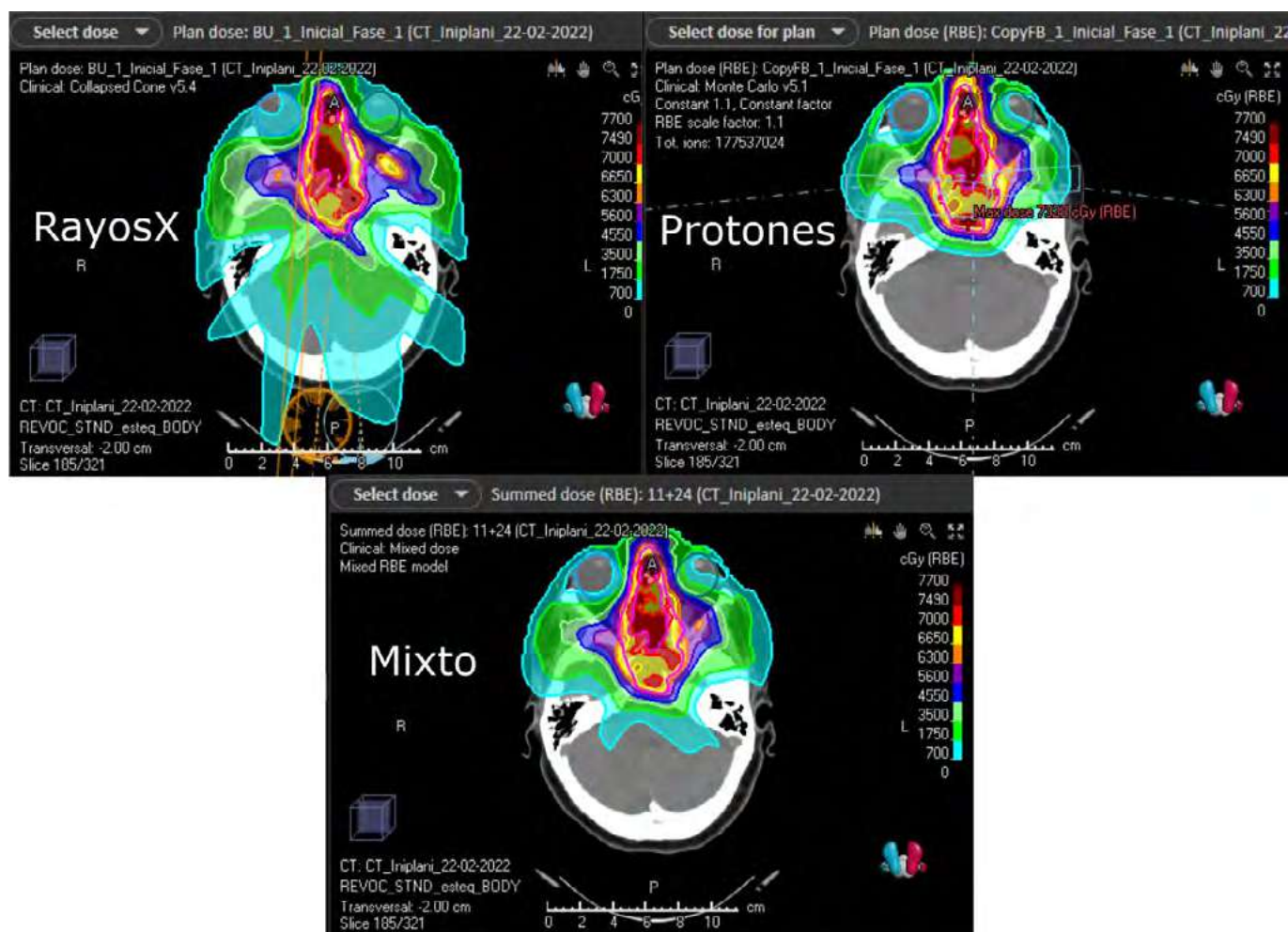


FIGURA 1: Representación de un corte axial para un tratamiento de radioterapia convencional, un tratamiento de protonterapia, y un tratamiento mixto.

## PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO DE MAMA BILATERAL CON VMAT USANDO LA HERRAMIENTA “AVOIDANCE STRUCTURES” (ECLIPSE)

Gil López, C. (1); González Vicente, A. (1); Alomar Payeras, M. (1); Marí Palacios, A. (1); Font Gelabert, J. C. (1)  
(1) Hospital Universitario Son Espases

PALABRAS CLAVE: OPTIMIZACIÓN, AVOIDANCE STRUCTURES, MAMA BILATERAL, VMAT.

### INTRODUCCIÓN

Los carcinomas de mamas; en concreto las mamas bilaterales, suponen un reto en la planificación del tratamiento de radioterapia. No solo por dónde colocar el isocentro, sino por evitar irradiar los órganos de riesgo adyacentes (OARs).

Como posible solución, la herramienta de optimización “Avoidance Structures” del PO\_16.1 de Eclipse de Varian, permite evitar una estructura contorneada a la entrada del haz durante la optimización, con el objetivo de disminuir la dosis en dicha estructura. El presente estudio propone el uso de esta herramienta para evitar entrar por corazón y/o por pulmones en 20 pacientes.

### MATERIAL Y MÉTODO

#### Material

Utilizaremos el planificador Eclipse® versión 13.6 de Varian Inc., un linac “Varian Clinac DHX 2100” y la herramienta de optimización “Avoidance Structures” del PO\_16.1.



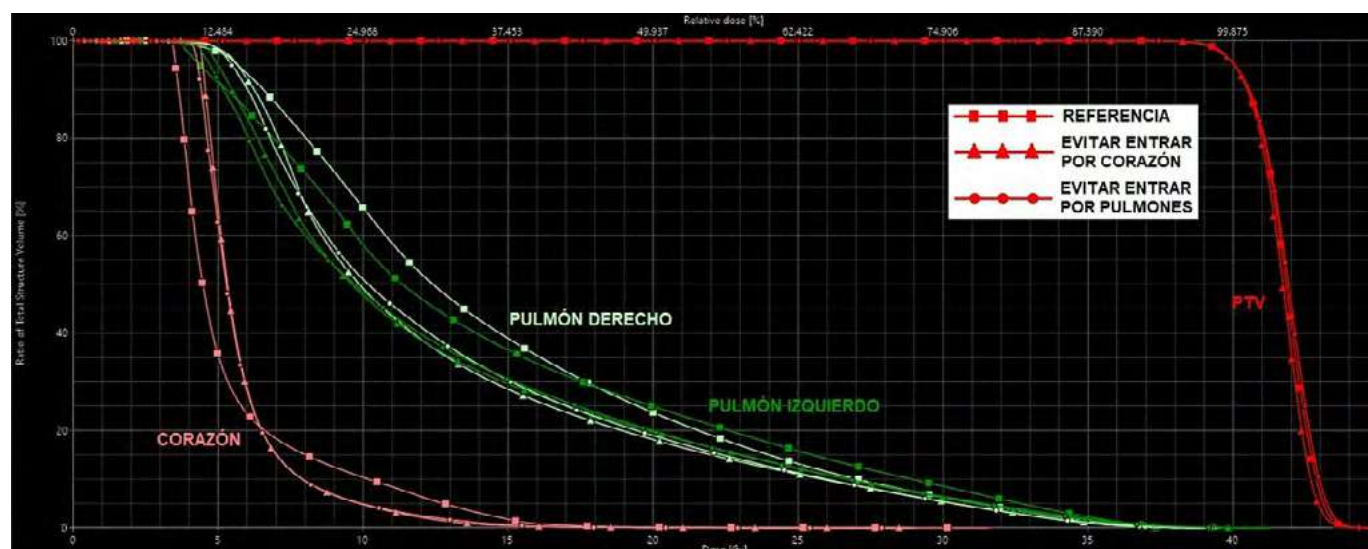
## Método

Nuestro centro planifica las mamas bilaterales con un solo isocentro en el punto medio de ambas, colocando 4 arcos con VMAT (180°-45°CW, 260°-100°CW, 180°-315°CCW y 100°-260°CCW con giro de colimador de 20°-30°, 90°, 330-340° y 90° respectivamente).

Usando esta herramienta, se crearon tres planes para cada paciente, siendo el primero el de referencia sin evitar los OARs, el segundo evitando entrar por el corazón y el tercero por los pulmones. Al tratarse de un estudio retrospectivo, las prescripciones y los objetivos dosimétricos se mantuvieron constantes entre las planificaciones.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados indican que en todos los pacientes, se han observado diferencias dosimétricas en el corazón y los pulmones (Fig 1).



|          |         | Media (%)   |              |                  | Máximo/Mínimo  |                |                  | p           |              |                  |
|----------|---------|-------------|--------------|------------------|----------------|----------------|------------------|-------------|--------------|------------------|
|          |         | REF/CORAZÓN | REF/PULMONES | CORAZÓN/PULMONES | REF/CORAZÓN    | REF/PULMONES   | CORAZÓN/PULMONES | REF/CORAZÓN | REF/PULMONES | CORAZÓN/PULMONES |
| PTV      | D98     | 0.10        | -0.13        | -0.22            | 5.92 / -2.55   | 6.11 / -5.19   | 1.97 / -5.91     | 0.83        | 0.67         | 0.82             |
|          | D2      | -0.08       | 0.15         | 0.24             | 3.07 / -2.49   | 2.93 / -2.13   | 2.35 / -0.48     | 0.59        | 0.68         | 0.19             |
| CORAZÓN  | D_2%    | -7.14       | -8.36        | -1.12            | 17.25 / -33.39 | 18.60 / -30.43 | 7.52 / -10.51    | 0.05        | 0.01         | 0.31             |
| PULMONES | V_20    | -10.01      | -10.88       | -0.88            | 13.29 / -29.32 | 8.40 / -26.37  | 9.94 / -11.5     | 0.00        | 0.00         | 0.39             |
|          | D_media | -3.41       | -2.91        | 0.56             | 10.32 / -11.29 | 8.98 / -10.67  | 5.52 / -3.17     | 0.00        | 0.00         | 0.22             |

Tabla I. Estadística

## CONCLUSIONES

Con esta herramienta se disminuye la dosis media en el corazón y pulmones; consiguiendo una disminución de hasta un 10% en V\_20 de pulmón y sin afectar a la cobertura, conformidad u homogeneidad del PTV.

Si comparamos los planes que evitan entrar por el corazón o por pulmones, se obtienen resultados similares; siendo ambas estrategias equivalentes, con cambios estadísticamente significativos y manteniendo el mismo PTV que el plan inicial de referencia.

## REFERENCIAS

- 1 "A DOSIMETRIC COMPARISON USING AVOIDANCE SECTORS VS AVOIDANCE STRUCTURES FOR HIP PROSTHESES IN CANCER PATIENTS RECEIVING PELVIC IRRADIATION". GRACE E.
- 2 "VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY FOR SYNCHRONOUS BILATERAL WHOLE BREAST IRRADIATION – A CASE STUDY". JAN SEPPÄLÄ ET AL.
- 3 "THE CHOICE OF STATISTICAL METHODS FOR COMPARISONS OF DOSIMETRIC DATA IN RADIOTHERAPY". ABDULHAMID CHAIKH ET AL.

## EVALUACIÓN DE DIFERENTES ESTRATEGIAS DE PLANIFICACIÓN DE PACIENTES CON PRÓTESIS DE CADERA EN RADIOTERAPIA

Gil López, C. (1); Alomar Payeras, M. (1); González Vicente, A. (1); Marí Palacios, A. (1); Font Gelabert, J. C. (1)

(1) Hospital Universitario Son Espases

PALABRAS CLAVE: VMAT, PRÓTESIS, AVOIDANCE STRUCTURES, SEGMENTOS DE EXCLUSIÓN, OPTIMIZACIÓN.

### INTRODUCCIÓN

La Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT) es actualmente una de las técnicas más comunes para pacientes con cáncer en radioterapia externa por sus múltiples ventajas y buena conformación de la dosis. Cuando evaluamos un plan de tratamiento, nos podemos encontrar con elementos metálicos de alto Z; como las prótesis de cadera, que aumenta la complejidad de la planificación ya que atenúa mucho el haz. En este estudio compararemos las herramientas de segmentos de exclusión y de "Avoidance Structures"; que evitan la entrada del haz directo en una estructura durante la optimización, para diferentes patologías con prótesis de cadera.

### MATERIAL Y MÉTODO

#### A. Material

Planificador Eclipse® versión 13.6 de Varian Inc., acelerador "Varian Clinac DHX 2100", herramienta de segmentos de exclusión y "Avoidance Structures".

#### B. Método

Hemos seleccionado 4 pacientes con prótesis de cadera (3 unilaterales y 1 bilateral) y hemos creado 4 planes con diferentes estrategias de planificación:

- Plan\_1: Sin restricción.
- Plan\_2: Optimización "No entry+exit".
- Plan\_3: Optimización "No entry".
- Plan\_4: Segmentos de exclusión.

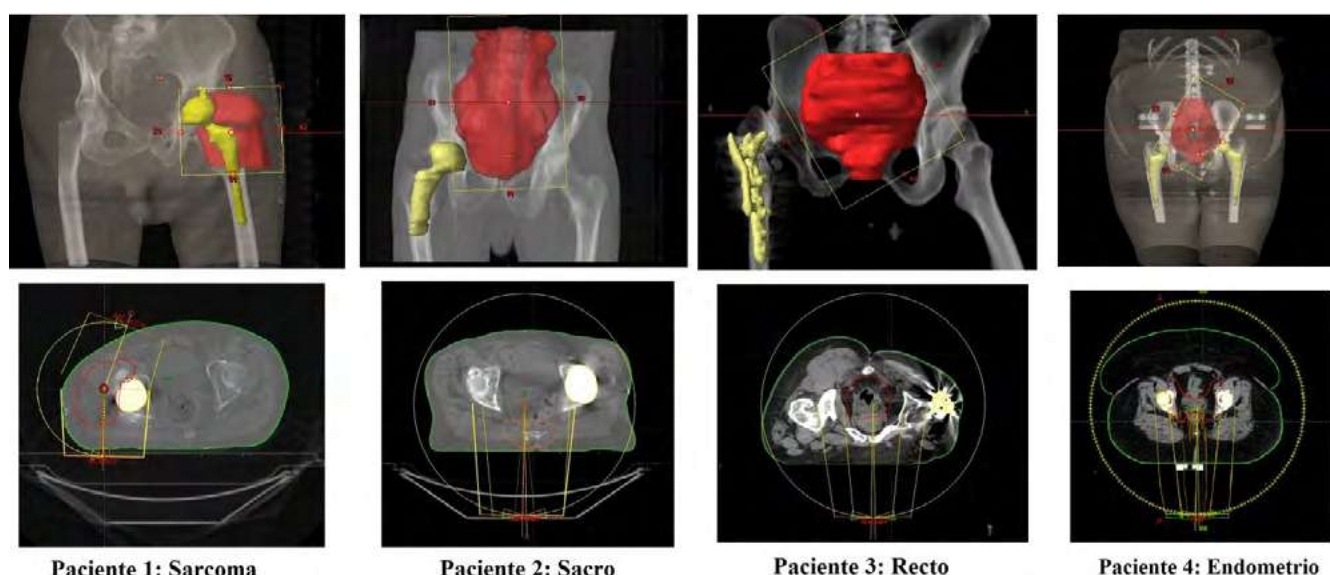


Fig 1. Pacientes

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Hemos obtenido una disminución considerable del PTV en el plan\_2 en todos los pacientes al ser una condición muy restrictiva. Sin embargo, en el plan\_3 conseguimos buena cobertura del PTV y conformación de la dosis, sin afectar a los órganos de riesgo.



En todos los pacientes se han aplicado 2 arcos completos excepto en el paciente 1 con dos arcos parciales. Por tanto, para este paciente descartamos el plan\_4, ya que no hay arco suficiente para obtener resultados óptimos.

Se ha probado el plan\_4 para los pacientes 2 y 3 con segmentos 35°-90° y 63°-138,7° CW y CCW. Mientras que en el paciente 4 los segmentos han sido 247°-305°CW y 99°-31°CCW.

|                       | Paciente 1      |               |          | Paciente 2      |               |          |           | Paciente 3      |               |          |           | Paciente 4      |               |          |           |
|-----------------------|-----------------|---------------|----------|-----------------|---------------|----------|-----------|-----------------|---------------|----------|-----------|-----------------|---------------|----------|-----------|
| PTV                   | Sin restricción | No entry+exit | No entry | Sin restricción | No entry+exit | No entry | Segmentos | Sin restricción | No entry+exit | No entry | Segmentos | Sin restricción | No entry+exit | No entry | Segmentos |
| D 98% (%)             | 98,54           | 43,07         | 98,62    | 98,51           | 97,14         | 98,35    | 98,32     | 98,23           | 98,03         | 98,24    | 98,48     | 98,49           | 61,51         | 97,19    | 93,67     |
| D 2% (%)              | 106,08          | 264,76        | 105,3    | 105             | 111,3         | 104,94   | 105,35    | 106,04          | 105,05        | 104,75   | 105,15    | 107,85          | 162,16        | 109,97   | 103,77    |
| D 50% (%)             | 103,53          | 239,66        | 102,8    | 102,64          | 108,45        | 102,48   | 102,54    | 103,12          | 102,75        | 102,41   | 102,66    | 104,1           | 151,76        | 106,25   | 100,01    |
| V 90% (%)             | 99,86           | 94,99         | 99,91    | 99,86           | 99,66         | 99,87    | 99,87     | 100             | 100           | 100      | 100       | 99,96           | 96,27         | 99,82    | 99,72     |
| V 95% (%)             | 99,53           | 94,73         | 99,53    | 99,5            | 98,91         | 99,43    | 99,34     | 99,57           | 99,37         | 99,28    | 99,52     | 99,62           | 95,74         | 99,01    | 95,61     |
| V 105% (%)            | 12,65           | 94,22         | 3,23     | 2,01            | 84,14         | 1,82     | 3,06      | 8,91            | 2,2           | 1,21     | 2,61      | 31,61           | 94,2          | 68,61    | 0,33      |
| Índice de conformidad | 0,97            | 2,4           | 0,97     | 1,05            | 1,18          | 1        | 1         | 1               | 1,01          | 1        | 0,99      | 0,99            | 2,77          | 1,03     | 0,51      |

Tabla I. Medidas

En el caso de tener ángulos donde coinciden prótesis y PTV parcialmente, es mejor utilizar el plan\_3 porque sigue irradiando en otras zonas del PTV sin entrar en la prótesis, a diferencia del plan\_4.

## CONCLUSIONES

Las nuevas herramientas que evitan irradiar la prótesis son indispensables para abordar dichos pacientes; concretamente la herramienta "Avoidance Structures".

A pesar de que los planes 3 y 4 obtienen una cobertura del PTV similares, se apuesta por la optimización con "no entry" por tener ligeramente mejores resultados y disminuir la radiación a través de la prótesis respecto al plan inicial sin restricción.

Se han descartado de todos los planes la opción "No entry+exit" y se propone como estudio comprobar para qué patologías podría ser útil esta opción de optimización de Eclipse.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> "A DOSIMETRIC COMPARISON USING AVOIDANCE SECTORS VS AVOIDANCE STRUCTURES FOR HIP PROSTHESES IN CANCER PATIENTS RECEIVING PELVIC IRRADIATION". GRACE E.
- <sup>2</sup> "EVALUATION OF VMAT PLANNING STRATEGIES FOR PROSTATE PATIENTS WITH BILATERAL HIP PROSTHESIS". TO D. ET AL.
- <sup>3</sup> "RADIOTHERAPY-INDUCED TOXICITY IN PROSTATE CANCER PATIENTS WITH HIP PROSTHESES". FISCHER A.

# INFLUENCIA DE LA SEGMENTACIÓN DE CAMPOS EN LA DOSIMETRÍA CLÍNICA DE TRATAMIENTOS DE MAMA IZQUIERDA

Núñez Cumplido, E. J. (1); Garrido Bretón, C. (1); Sabín San Julián, C. (1)  
(1) Hospital Universitario de Canarias

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, MAMA, SEGMENTACIÓN, FIF.

## INTRODUCCIÓN

La técnica de "Campo en campo" (Field-in-field, FIF)<sup>1</sup> con dos incidencias tangenciales en los tratamientos de cáncer de mama con radioterapia externa se ha establecido como el método estándar de planificación 3D. La herramienta de fusión de subcampos permite disminuir el número total de campos por plan de entre 6 y 12 a 3 ó 4 en la mayoría de los casos, conllevando una reducción del tiempo de máquina. En este trabajo tratamos de cuantificar el impacto que puede llegar a tener sobre las dosimetrías clínicas la fusión de segmentos en un solo campo que proporciona el planificador de

tratamientos. Los tratamientos evaluados son de mama izquierda hipofraccionados<sup>2</sup> a 2.667 Gy/sesión impartidos en 15 sesiones.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron 20 casos correspondientes a planificaciones 3D de mama izquierda para un acelerador Varian Clinac 2100 con el sistema de planificación Eclipse v13.6. Todas las planificaciones constan de dos incidencias tangenciales, con varios subcampos/segmentos cada una. La herramienta utilizada para unir los segmentos se llama "Fusión de subcampos".





Comparamos los resultados dosimétricos obtenidos para la planificación sin fusionar frente al mismo caso habiendo fusionado los subcampos, conservando el mismo número de unidades monitor de todos los campos y ajustando los colimadores principales a las conformaciones de MLC empleadas.

Los parámetros de comparación empleados son los siguientes<sup>3</sup>:

- PTV: D100%, D95%, D90%, V105%, Dmedia y volumen.
- Pulmón ipsilateral (izquierdo): V17Gy, V30Gy, V38Gy
- Piel: V40Gy
- Corazón: V8Gy, V16Gy, V30Gy, Dmedia

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para cada distribución de parámetros analizados, se obtuvieron el promedio, la desviación estándar y los valores extremos (tabla 1). Las diferencias en dosis de los órganos de riesgo son inferiores en promedio al 1% en todos los casos salvo para la piel, que muestra un aumento sistemático (superior al 2%) de la dosis impartida por encima de 40Gy. Las diferencias en los parámetros del cubrimiento del PTV son inferiores al 1%. No se observa relación entre los resultados obtenidos y el volumen del PTV (tabla 1).

|            | PTV (Gy)                 |                   |                   |                    |                         |                   | Piel (cm³)              |
|------------|--------------------------|-------------------|-------------------|--------------------|-------------------------|-------------------|-------------------------|
|            | D <sub>90</sub>          | D <sub>95</sub>   | D <sub>100</sub>  | D <sub>media</sub> | V <sub>105</sub> (%vol) | Vol. PTV (cm³)    | V <sub>40Gy</sub>       |
| Promedio   | 0,02                     | 0,09              | 0,02              | 0,10               | 20,57                   | 821,27            | 2,71                    |
| Desv. Est. | 0,09                     | 0,23              | 0,06              | 0,29               | 40,64                   | 357,04            | 2,60                    |
| Máx.       | 0,20                     | 1,05              | 0,18              | 1,36               | 100,00                  | 1480,00           | 9,19                    |
| Mín.       | -0,29                    | -0,04             | -0,07             | -0,03              | -100,00                 | 325,60            | -0,12                   |
|            | Pulmón izquierdo (% vol) |                   |                   | Corazón (cm³)      |                         |                   |                         |
|            | V <sub>17Gy</sub>        | V <sub>30Gy</sub> | V <sub>38Gy</sub> | V <sub>8Gy</sub>   | V <sub>16Gy</sub>       | V <sub>30Gy</sub> | D <sub>media</sub> (Gy) |
| Promedio   | 0,04                     | 0,05              | 2,10              | 0,12               | 0,07                    | 0,14              | 0,39                    |
| Desv. Est. | 0,07                     | 0,14              | 8,34              | 0,19               | 0,17                    | 0,61              | 0,66                    |
| Máx.       | 0,23                     | 0,52              | 32,00             | 0,75               | 0,70                    | 2,48              | 2,83                    |
| Mín.       | -0,06                    | -0,24             | -7,41             | 0,00               | -0,05                   | -0,41             | -0,48                   |

Tabla 1: Variaciones en los parámetros de comparación obtenidos para el PTV y los órganos de riesgo.

## CONCLUSIONES

Con los datos obtenidos se comprueba que las 2 técnicas de irradiación son dosimétricamente equivalentes tanto en cubrimiento como en dosis a OAR. El aumento de la dosis en piel no hace prever consecuencias clínicas. El beneficio que supone la disminución del tiempo empleado en irradiar compensa dicho aumento.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> TANAKA, H. ; KAJIURA, Y. ; KITAHARA, M. ; ET AL. USEFULNESS OF THE DUAL ENERGY FIELD-IN-FIELD TECHNIQUE IN BREAST TANGENTIAL RADIOTHERAPY. RADIOL. MED. 121 :323-6; 2016 .
- <sup>2</sup> WANG, E.H. ; MOUGALIAN, S.S. ; SOULOS, P.R. ; ET AL. ADOPTION OF HYPOFRACTIONATED WHOLE-BREAST IRRADIATION FOR EARLY-STAGE BREAST CANCER: A NATIONAL CANCER DATA BASE ANALYSIS. INT. J. RADIAT. ONCOL. BIOL. PHYS. 90 :993-1000; 2014
- <sup>3</sup> AZNAR MC, DUANE FK, DARBY SC, WANG Z, TAYLOR CW. EXPOSURE OF THE LUNGS IN BREAST CANCER RADIOTHERAPY: A SYSTEMATIC REVIEW OF LUNG DOSES PUBLISHED 2010-2015. RADIOTHER ONCOL. 2018 JAN;126(1):148-154



## DISEÑO Y EVALUACIÓN DE UNA TÉCNICA HÍBRIDA DE TRATAMIENTO PARA MAMAS IZQUIERDAS COMPLETAS EN RESPIRACIÓN LIBRE EN PINNACLE 16 PARA UN VARIAN TRUEBEAM

Suarez Gomez, S. (1); Sanchez Rodriguez, A. (1); Rodriguez Cano, C. D. L. A. (1); Fernández Ruano, I. (1)

(1) Hospital Universitario Torrecardenas

**PALABRAS CLAVE:** TÉCNICA HÍBRIDA, RADIOTERAPIA MAMA IZQUIERDA, CORONARIA, VMAT, IMRT

La forma cóncava de tamaño variable, así como la dificultad de tener un volumen rodeado de aire y pulmón, hace que las planificaciones de mama y pared costal sigan siendo un desafío. Deberemos de tener en cuenta también como parte del reto el creciente uso del hipofraccionamiento junto con el hecho de que no todos los servicios de radioterapia cuentan con sistemas de gating respiratorio.

Hoy en día estamos ante un cambio de paradigma de irradiación de las mamas. La introducción de nuevas técnicas como la IMRT y la VMAT desplazan a la radioterapia clásica de campos 3D tangenciales. ¿Cómo saber si debemos decantarnos por ellas? ¿Cómo elegir una dosimetría clásica frente a las altas conformaciones y homogeneidad proporcionada por las nuevas técnicas?

El objetivo es comparar mediante análisis estadístico una técnica híbrida (3D+VMAT) para mamas izquierdas en respiración libre, frente a dos técnicas de intensidad modulada Multi-IMRT y VMAT. La técnica híbrida aprovecha las ventajas de las técnicas de irradiación de mama en 3D (como tener en cuenta el movimiento respiratorio con los campos abiertos) así como las funcionalidades de la VMAT (evitar puntos calientes fuera del volumen objetivo).

El diseño de los tratamientos se realiza en Pinnacle \_16 para un Varian\_Truebeam con energía de 6MV, para un total de 6 pacientes. Las técnicas que compararemos serán Multi-IMRT y VMAT frente a híbrida. Para el análisis estadístico utilizamos la t- de Student de dos colas, planteando la hipótesis nula de igualdad entre técnicas para un nivel de significación  $p < 0.05$ . Se evaluará para el volumen blanco: la cobertura, el índice de conformidad, el índice de homogeneidad y la eficiencia del tratamiento en UM/cGy. Los órganos de riesgo a evaluar serán: pulmón ipsilateral, MC así como el corazón y AC que serán de especial relevancia en mamas izquierdas.

Para la cobertura, IC, IH y eficiencia del tratamiento encontramos diferencias estadísticamente significativas para todas las medias muestrales, siendo la técnica híbrida la que, necesitando menos UM/cGy, proporciona una mayor cobertura y homogeneidad. Por otro lado, con la VMAT se consigue el IC más elevado.

Para el pulmón ipsilateral la Dmedia de la híbrida y la M-IMRT no presenta diferencias significativas, siendo estas las técnicas favorables. Para V4% del pulmón la técnica favorable es 3D-VMAT; en el caso del V20%, lo sería la Multi-IMRT. En la evaluación de la Dmedia del corazón no encontramos diferencias significativas, aunque sí para el V20, donde la M-IMRT se señalaría como la técnica favorable. La AC presenta valores comparables para el V30%, no así en la Dmedia donde la M-IMRT es favorable. En MC se evalúa el D2% encontrando diferencias para la VMAT, siendo ésta la técnica más desfavorable.

La técnica híbrida se presenta como la técnica favorable en lo que respecta a la cobertura, homogeneidad y eficiencia del tratamiento, no presentando diferencias significativas con otras técnicas para la dosis media del corazón y el V30% de la arteria coronaria y siendo comparable con la M-IMRT para la Dmedia del pulmón.

### REFERENCIAS

- <sup>1</sup>] BALAJI K, SUBRAMANIAN B, YADAV P, ET AL. RADIATION THERAPY FOR BREAST CANCER: LITERATURE REVIEW. MED DOSIM 2016;41(3):253–257
- <sup>2</sup>] ANTONELLA FOGLIATA, MSc, 2JAN SEPPÄLÄ, PhD ET ALL DOSIMETRIC TRADE OFFS IN BREST TREATMENT WITH VMAT TECHNIQUE. © 2016 THE AUTHORS. PUBLISHED BY THE BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY [HTTPS://DOI.ORG/10.1259/bjr.20160701](https://doi.org/10.1259/bjr.20160701)
- <sup>3</sup>] BINGQI GUO Chirag Shah | Ping Xia, Automated planning of whole breast irradiation using hybrid IMRT improves efficiency and quality 2019
- <sup>4</sup>] VELAYUDHAM RAMASUBRAMANIAN<sup>1</sup> · KARUNAKARAN BALAJI<sup>1,2</sup> ET AL, HYBRID VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY FOR WHOLE BREAST IRRADIATION: A DOSIMETRIC COMPARISON OF DIFERENT ARC DESIGNS; LA RADIOLOGIA MEDICA (2019) 124:546–554 [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/s11547-019-00994](https://doi.org/10.1007/s11547-019-00994)
- <sup>5</sup>] MARLOES JEULINK, A MAX DAHELE, PHILIP MEIJNEN, BEN J. SLOTMAN, WILKO F.A.R. VERBAKE IS THERE A PREFERRED IMRT TECHNIQUE FOR LEFT-BREAST IRRADIATION? JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, VOLUME 16, NUMBER 3, 2015





<sup>6</sup> PAOLO FARACE, PHD,\* SERGIO ZUCCA,\* ET AL, PLANNING HYBRID INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY FOR WHOLE-BREAST IRRADIATION NT J RADIATION ONCOL BIOL PHYS, VOL. 84, NO. 1, PP. E115EE122, 2012

<sup>7</sup> KARUNAKARAN BALAJIA,B,\* , POONAM YADAVC , ET AL HYBRID VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY FOR CHEST WALL IRRADIATION: FOR A GOOD PLAN, GET THE RIGHT MIXTURE 2018 ASSOCIAZIONE ITALIANA DI FISICA MEDICA. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.EJMP.2018.06.641](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.06.641)

<sup>8</sup> YI-CHI LIU 1,2, HUNG-MING CHANG 3 ET AL, DOSIMETRIC COMPARISON OF INTENSITY-MODULATED RADIOTHERAPY, VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY AND HYBRID THREE- DIMENSIONAL CONFORMAL RADIOTHERAPY/INTENSITY-MODULATED RADIOTHERAPY TECHNIQUES FOR RIGHT BREAST CANCER J. CLIN. MED. 2020, 9, 3884; DOI:10.3390/JCM912388

## ESTADO DEL ARTE EN TÉCNICAS HÍBRIDAS DE PLANIFICACIÓN DE MAMA. DISEÑO Y EVALUACIÓN DE TÉCNICA HÍBRIDA EN TRATAMIENTOS DE MAMA DERECHA EN PINNACLE 16

Suarez Gomez, S. (1); Fernández Ruano, I. (2); Rodríguez Cano, C. D. L. A. (2); Sanchez Rodriguez, A. (2)

(1) Hospital Universitario Torrecardenas

PALABRAS CLAVE: TÉCNICA HÍBRIDA, RADIOTERAPIA MAMA DERECHA, VMAT, IMRT

### INTRODUCCIÓN

En la actualidad estamos ante un cambio de paradigma de irradiación de las mamas. La introducción de nuevas técnicas como la IMRT y la VMAT desplazan a la radioterapia clásica de campos 3D basados en los campos tangenciales.

¿Cómo saber si debemos decantarnos por las nuevas técnicas VMAT e IMRT o por una radioterapia clásica de campos 3D tangenciales? ¿Está este tema contemplado ya en la bibliografía?

El objetivo de este trabajo es doble: en primer lugar, realizar una búsqueda bibliográfica para recopilar las técnicas actuales de irradiación mama y la posible existencia de técnicas híbridas. A partir de los resultados anteriores, diseñar una técnica híbrida para mama derecha sin boost que nos permita comparar con otras técnicas de irradiación actuales.

En la figura 1 se muestran los resultados de la búsqueda bibliográfica realizada en PubMed y Scopus:

### MATERIAL Y MÉTODOS

El diseño de los tratamientos se realiza en Pinnacle 16 para un Varian\_Truebeam con energía de 6MV y un total de 7 pacientes. Las técnicas que compararemos serán Multi-IMRT y VMAT frente a híbrida (3D+VMAT). Para el análisis estadístico utilizamos la t-Student de dos colas, planteando la hipótesis nula de igualdad entre técnicas para un nivel de significación  $p < 0,05$ .

Se evaluará para el volumen blanco: la cobertura, el índice de conformidad, el índice de homogeneidad y la eficiencia del tratamiento en UM/cGy. Los órganos de riesgo a evaluar serán: pulmón ipsilateral, mama contralateral, esófago, hígado, corazón y mama contralateral.

### RESULTADOS

Los resultados obtenidos se muestran en la FIGURA 2.

En el pulmón ipsilateral las dosis medias no se diferencian significativamente entre las distintas técnicas ( $p > 0,05$  en ambos casos), aunque para dosis altas (V20%) se obtiene un valor menor con VMAT y M-IMRT; para dosis bajas (V4%), es la técnica híbrida la que resulta favorable. En el caso de la mama contralateral no se aprecian diferencias significativas. La dosis media del esófago y corazón presenta diferencias estadísticamente significativas, siendo la 3D-VMAT la técnica favorable. Se encuentra que en la técnica híbrida el V30% en hígado es mayor.

La técnica híbrida ofrece un mayor cubrimiento (V95%) y un índice de homogeneidad más favorable que las dos alternativas. La diferencia en unidades monitor por cGy resulta significativa y favorable al compararla con M-IMRT. Por otro lado, con VMAT y M-IMRT se obtiene una mayor conformación.

### CONCLUSIONES

La técnica híbrida proporciona resultados favorables de cobertura, homogeneidad y eficiencia del tratamiento. También lo es para la mayoría de los órganos de riesgo, exceptuando el V20% para pulmón ipsilateral y el V30% para hígado.

### REFERENCIAS



- <sup>1</sup> BALAJI K, SUBRAMANIAN B, YADAV P, ET AL. RADIATION THERAPY FOR BREAST CANCER: LITERATURE REVIEW. MED DOSIM 2016;41(3):253–7
- <sup>2</sup> IANTONELLA FOGLIATA, MSc, 2JAN SEPPÄLÄ, PhD ET ALL DOSIMETRIC TRADE OFFS IN BREST TREATMENT WITH VMAT TECHNIQUE. © 2016 THE AUTHORS. PUBLISHED BY THE BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY [HTTPS://DOI.ORG/10.1259/bjr.20160701](https://doi.org/10.1259/bjr.20160701)
- <sup>3</sup> VELAYUDHAM RAMASUBRAMANIAN<sup>1</sup> · KARUNAKARAN BALAJI<sup>1,2</sup> ET AL, HYBRID VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY FOR WHOLE BREAST IRRADIATION: A DOSIMETRIC COMPARISON OF DIFERENT ARC DESIGNS; LA RADIOLOGIA MEDICA (2019) 124:546–554 [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/s11547-019-00994](https://doi.org/10.1007/s11547-019-00994)
- <sup>4</sup> ALBA FIORENTINO<sup>1</sup> · FABIANA GREGUCCI<sup>1</sup> , EL AL INTENSITY-MODULATED RADIOTHERAPY AND HYPOFRACTIONATED VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY FOR ELDERLY PATIENTS WITH BREAST CANCER: COMPARISON OF ACUTE AND LATE TOXICITIES, LA RADIOLOGIA MEDICA (2019) 124:309–314 [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/s11547-018-0976-2](https://doi.org/10.1007/s11547-018-0976-2)
- <sup>5</sup> LOÏC FEUVRET, M.D.,\* GEORGES NOËL, M.D.,\* JEAN-JACQUES MAZERON, M.D., PH.D.,\*† AND PIERRE BEY, M.D.\*‡ CONFORMITY INDEX: A REVIEW; NT. J. RADIATION ONCOLOGY BIOL. PHYS., VOL. 64, No. 2, PP. 333–342, 2006; doi:10.1016/j.ijrobp.2005.09.028
- <sup>6</sup> KARUNAKARAN BALAJIA,B,\* POONAM YADAVC , ET AL HYBRID VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY FOR CHEST WALL IRRADIATION: FOR A

### Pulmones-PTV

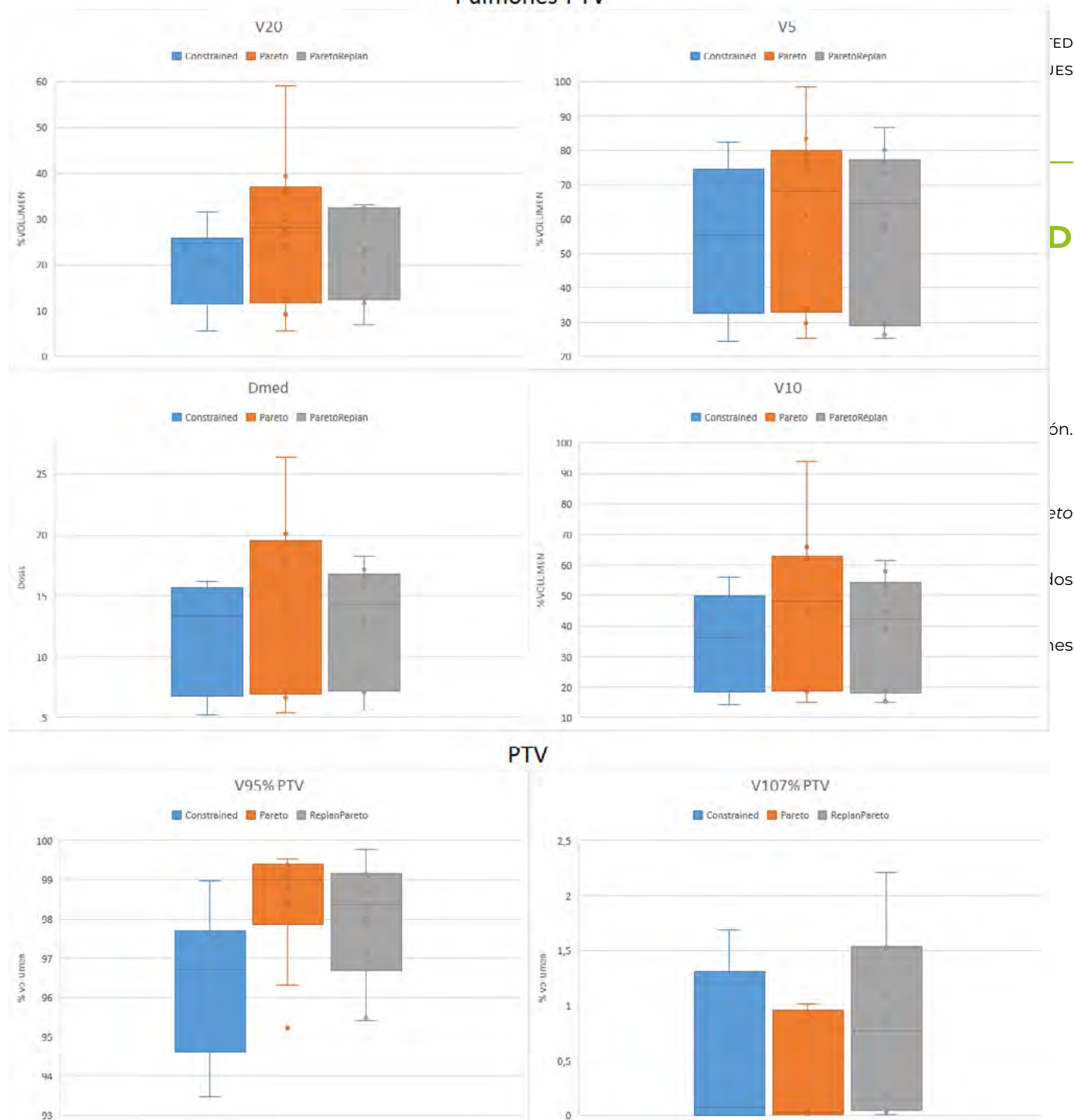
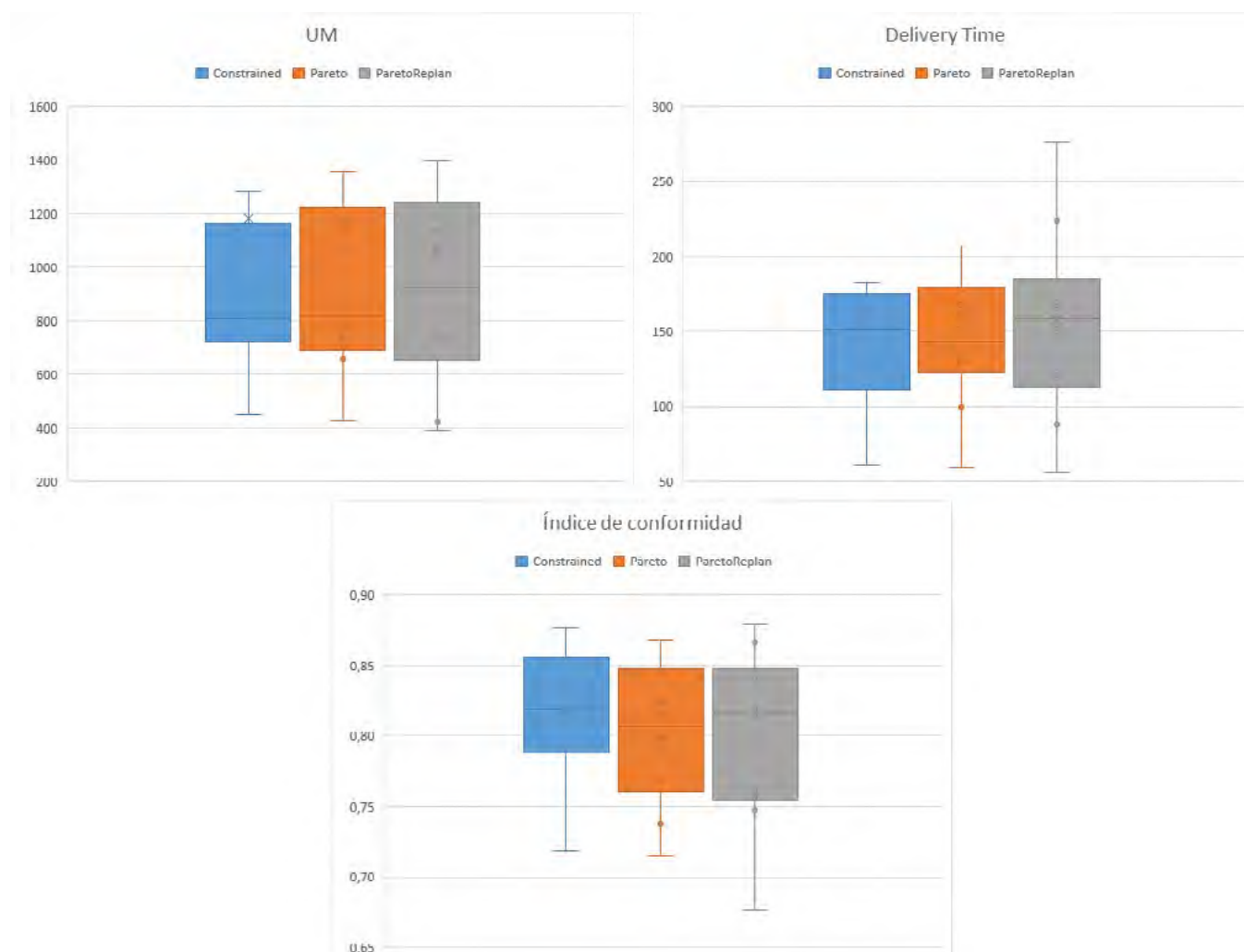




Fig 2:



Se exponen los estadísticamente significativos ( $p < 0.1$ ):

- Medias UM:
  - *Constrained*:  $\bar{UM} = 1184$
  - *Pareto*:  $\bar{UM} = 1146$
  - *Pareto Re-plan*:  $\bar{UM} = 1066$
- Medianas, cuartiles, puntos extremos; de pulmones y PTV en FIGURA 1; de UM, CI y t(s) en FIGURA 2.
- Al pasar a modo *Pareto* sin re-optimizar, se confirma el aumento esperado en ciertos índices dosimétricos:
  - Pulmones-PTV:  $\Delta V_{20Gy} = +7.0\%$ ,  $\Delta V_{5Gy} = +7.1\%$ ,  $\Delta D = +2.7Gy$ ;  $\Delta V_{10Gy} = +10.4\%$
  - Pulmón ipsi-lateral:  $\Delta V_{20Gy} = +7.2\%$  y  $\Delta V_{5Gy} = +2.8\%$
  - PTV:  $\Delta V_{95\%} = +3.5\%$ ,  $\Delta D_{95\%} = +1.8\%$ ,  $\Delta D_{2\%} < +0.5\%$ ,  $\Delta D < +0.5Gy$
  - $\Delta CI < 0.1\%$ ;  $\Delta t(s) = +13.2$ ;  $\Delta UM = -38$

Al pasar a modo *Pareto*, es necesaria la re-optimización de las funciones de coste; fundamentalmente debido a que los pulmones no cumplen las restricciones dosimétricas. Tras re-optimizar, diferencias respecto a *Constrained*:



- Pulmones-PTV:  $\Delta V_{20Gy} = +1.8\%$ ;  $\Delta V_{5Gy} = +4.3\%$ ;  $\Delta D = +0.9Gy$ ;  $\Delta V_{10Gy} = +4.0\%$
- Pulmón ipsi-lateral:  $\Delta V_{20Gy} = +3.2\%$  y  $\Delta V_{5Gy} = +1.4\%$
- PTV:  $\Delta V_{95\%} = +3\%$ ,  $\Delta D_{95\%} = +1.5\%$ ,  $\Delta D_{2\%} < +0.5\%$ ,  $\Delta D < +0.5Gy$
- $\Delta CI < 0.1\%$ ;  $\Delta t(s) = +9.6$ ;  $\Delta UM = -118$
- Resto OARs:
  - Corazón, esófago y médula: Variaciones  $< 1Gy$  ó  $< 1\%$  en los 3 casos.

## DISCUSIÓN

- El modo *Pareto* requiere una re-optimización para obtener el mismo aumento de la cobertura PTV y minimizar el aumento en OARs.
- A pesar de aumentar la carga de trabajo al re-optimizar el plan, las UM disminuyen, reduciendo la radiación dispersa y el riesgo de desarrollar cánceres radio-inducidos.
  - Llama la atención un caso aislado con reducción de UM máxima y variaciones en índices similares a la media:  $\Delta UM = -1369$ ; pulmón ipsi-lateral:  $\Delta V_{20Gy} = 2\%$  y  $\Delta V_{5Gy} = +5\%$ ; pulmones- PTV:  $\Delta V_{20Gy} = +1.4\%$ ;  $\Delta V_{5Gy} = 0\%$ ;  $\Delta D = 0Gy$ ; cobertura PTV:  $\Delta V_{95\%} = +1.9\%$ ,  $\Delta D_{95\%} = +0.7\%$ .

Los resultados son susceptibles de la forma individual de optimizar. Además, la muestra de pacientes es pequeña, con localizaciones y tamaños de tumor variables, por lo que se recomienda realizar estudios locales.

## CONCLUSIONES

El modo *Pareto* es favorable en tratamientos con cobertura PTV insuficiente e índices dosimétricos al límite. Al pasar al modo *Pareto*, es necesaria una segunda re-optimización, con  $\Delta UM = -118$ ;  $\Delta V_{95\%} = +2\%$  en PTV; y  $\Delta V_{20Gy} = +2\%$  en pulmones-PTV y en pulmón ipsi-lateral. Sin embargo, en otros casos es desfavorable, por lo que se recomienda evaluar cada caso individualmente.

# EVOLUCIÓN DE LOS TRATAMIENTOS RADIOTERÁPICOS DE CÁNCER DE MAMA Y CÁNCER DE PRÓSTATA EN UN CENTRO HOSPITALARIO 2018-2021. INFLUENCIA DEL COVID-19

Lozares Cordero, S. (1); Villa Gazulla, D. (1); Latorre Garcés, V. (2); Castro, R. (1); Sánchez, M. (1); González, A. (1); Díez Chamorro, J. (1); Hernández Hernández, M. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet, (2) Hospital Universitario Lozano Blesa

PALABRAS CLAVE: HIPOFRACCIONAMIENTO, COVID-19, CÁNCER DE MAMA, CÁNCER DE PRÓSTATA

## INTRODUCCIÓN

La llegada de la pandemia supuso transformaciones en todos los ámbitos de la sociedad. Estas alteraciones han sido más significativas en el ámbito hospitalario, evolucionando tanto para los profesionales como para los pacientes. Estos cambios son más sensibles para los pacientes más enfermos como los pacientes de cáncer. En el escenario del tratamiento radioterápico, basándose en estudios ya existentes, se han adaptado los esquemas y pautas de tratamiento a nivel mundial para reducir los tiempos totales. Esas variaciones también se han llevado a cabo en el nuestro centro hospitalario, siendo más acusados en dos de los tratamientos más comunes, el cáncer de mama y el cáncer de próstata. Se analizan en este trabajo dichos cambios en el fraccionamiento en estas localizaciones, su evolución entre los años 2018-2021 y las consecuencias derivadas para estos y para futuros pacientes.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se han analizado los tratamientos radioterápicos llevados a cabo en el Hospital Miguel Servet de Zaragoza a 1100 pacientes de cáncer de mama y 716 pacientes de cáncer de próstata durante los años 2018 a 2021. Se analizaron todos los parámetros del tratamiento



para centrar el análisis en la “dosis por sesión”, el “número de fracciones” y la “dosis total”, todos extraídos de la red Mosaiq v2.83 (Elekta, Inc.). Se realizó un análisis de estadística descriptiva y se buscaron tendencias a lo largo de los años del estudio utilizando el software jamovi v2.2.5<sup>1</sup>.

## RESULTADOS

Se detecta una clara evolución hacia la reducción del número de sesiones de tratamiento impulsada por la pandemia a partir del año 2020. Disminuyeron el número de sesiones promedio, pasando de  $15 \pm 0.6$  sesiones en 2018 a  $10.8 \pm 4.9$  en 2021 en cáncer de mama, y de  $12.8 \pm 8.0$  a  $8.1 \pm 5.6$  en cáncer de próstata, así como aumentó la dosis por sesión ( $300.5 \pm 25.3$  cGy a  $400.8 \pm 116.7$  cGy en mama y  $501.1 \pm 200.6$  cGy a  $625.8 \pm 155.9$  cGy en próstata), siguiendo esquemas radiobiológicos adecuados. La evolución hacia la reducción del número de sesiones ha implicado aumentar la disponibilidad en los aceleradores, de tal forma que se podrían tratar hasta 200 pacientes más al año en el Servicio de Oncología Radioterápica.

## DISCUSIÓN

En un intento de equilibrar los riesgos de exposición y propagación ante los cierres nacionales, se publicaron directrices basadas en la evidencia que alentaban el uso de regímenes de hipofraccionamiento en radioterapia. La pandemia de COVID-19 ha podido impulsar la adopción del hipofraccionamiento, a medida que los médicos se han sentido más cómodos con este esquema y se han visto los beneficios prácticos de los regímenes más cortos.

## CONCLUSIONES

Los nuevos esquemas de tratamiento tienen resultados clínicos equivalentes a los anteriores. La reducción del número de sesiones ha implicado aumentar el espacio disponible en los aceleradores y reducir la lista de espera, con el consiguiente beneficio para la salud pública.

TABLA 1: Estadística descriptiva de los tratamientos de cáncer de mama 2018-2021.

|                        | Año  | N   | Media  | Mediana | SD    | Mínimo | Máximo | P25  | P75  |
|------------------------|------|-----|--------|---------|-------|--------|--------|------|------|
| Dosis Total (cGy)      | 2018 | 300 | 4519.0 | 4800.0  | 393.7 | 3840   | 6210   | 4005 | 4800 |
|                        | 2019 | 266 | 4596.9 | 4800.0  | 370.1 | 3200   | 6210   | 4050 | 4800 |
|                        | 2020 | 264 | 4190.7 | 4800.0  | 849.5 | 2600   | 6210   | 4005 | 4800 |
|                        | 2021 | 270 | 3775.2 | 4005.0  | 980.2 | 2600   | 5120   | 2600 | 4800 |
| Dosis por sesión (cGy) | 2018 | 300 | 300.5  | 320.0   | 25.3  | 267    | 320    | 267  | 320  |
|                        | 2019 | 266 | 306.0  | 320.0   | 23.1  | 267    | 320    | 270  | 320  |
|                        | 2020 | 264 | 342.1  | 320.0   | 88.0  | 267    | 520    | 270  | 320  |
|                        | 2021 | 270 | 400.8  | 320.0   | 116.7 | 267    | 580    | 320  | 520  |
| Nº de Fracciones       | 2018 | 300 | 15.0   | 15.0    | 0.6   | 12     | 23     | 15   | 15   |
|                        | 2019 | 266 | 15.0   | 15.0    | 0.7   | 10     | 23     | 15   | 15   |
|                        | 2020 | 264 | 13.2   | 15.0    | 4.0   | 5      | 23     | 15   | 15   |
|                        | 2021 | 270 | 10.8   | 15.0    | 4.9   | 5      | 16     | 5    | 15   |



TABLA 2: Estadística descriptiva de los tratamientos de cáncer de próstata 2018-2021.

|                        | Año  | N   | Media  | Mediana | SD     | Mínimo | Máximo | P25  | P75  |
|------------------------|------|-----|--------|---------|--------|--------|--------|------|------|
| Dosis total (cGy)      | 2018 | 177 | 4854.8 | 3500    | 1403.7 | 3500   | 6600   | 3500 | 6600 |
|                        | 2019 | 195 | 4912.3 | 5400    | 1394.4 | 3500   | 6600   | 3500 | 6600 |
|                        | 2020 | 166 | 4578.3 | 4200    | 1143.6 | 3500   | 6600   | 3500 | 6000 |
|                        | 2021 | 178 | 4191.0 | 4200    | 893.6  | 3500   | 6600   | 3500 | 4200 |
| Dosis por sesión (cGy) | 2018 | 177 | 501.1  | 700     | 200.6  | 300    | 700    | 300  | 700  |
|                        | 2019 | 195 | 490.8  | 300     | 200.3  | 300    | 700    | 300  | 700  |
|                        | 2020 | 166 | 562.7  | 700     | 190.5  | 300    | 700    | 300  | 700  |
|                        | 2021 | 178 | 625.8  | 700     | 155.9  | 300    | 700    | 700  | 700  |
| Nº de Fracciones       | 2018 | 177 | 12.8   | 5       | 8.0    | 5      | 22     | 5    | 22   |
|                        | 2019 | 195 | 13.2   | 18      | 7.9    | 5      | 22     | 5    | 22   |
|                        | 2020 | 166 | 10.5   | 6.00    | 7.1    | 5      | 22     | 5    | 20   |
|                        | 2021 | 178 | 8.1    | 6.00    | 5.6    | 5      | 22     | 5    | 6    |

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> THE JAMOVİ PROJECT (2021). JAMOVİ (VERSION 2.2) [COMPUTER SOFTWARE]. RETRIEVED FROM [HTTPS://WWW.JAMOVİ.ORG](https://www.jamovi.org)

# ANÁLISIS DEL PARÁMETRO FLUENCE SMOOTHING DURANTE LA OPTIMIZACIÓN DE PLANES DE PRÓSTATA IMRT EN MONACO

Jimenez Puertas, S. (1); Lozares Cordero, S. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet

PALABRAS CLAVE: UNIDADES MONITOR, FLUENCE SMOOTHING, PRÓSTATA, MONACO

## OBJETIVO

Reducir unidades de monitor(UM) en planes IMRT de próstata utilizando la herramienta *Fluence Smoothing* durante la optimización del plan, manteniendo constantes los índices dosimétricos.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se eligen retrospectivamente 30 planes IMRT de próstata de 6MV tratados en Versa con Agility MLC, prescritos a 35Gy/5ss para el PTV que incluye próstata y vesículas seminales. Se planifican con 7 campos igualmente espaciados en 360°; TPS Monaco® v.5.5.1 (Elekta) y algoritmo Monte-Carlo, con cálculo de dosis en medio.

*Fluence Smoothing* y *Minimum Segment Width*(MSW) son herramientas de la sección "*Sequencing Parameters*", disponibles durante la optimización del plan. A priori, se espera reducir UM con un mayor valor de ambos.

Los planes aprobados por el médico y optimizados con valor *Fluence Smoothing Off* se re-optimizan 3 veces con los siguientes valores: *Low*, *Medium* y *High*.

Los índices dosimétricos analizados son V95%, V107%, D2% y D99% en PTV; V32Gy y  $\bar{D}$  en vejiga, V28Gy, V33Gy y  $\bar{D}$  en recto, D2% en cabezas femorales y V40Gy(cm3) en intestino delgado.

Las diferencias en UM e índices dosimétricos se analizan estadísticamente con un test de Student para muestras apareadas (p<0.005).

## RESULTADOS

Cambios en UM según *Fluence Smoothing* (FIGURA 1):

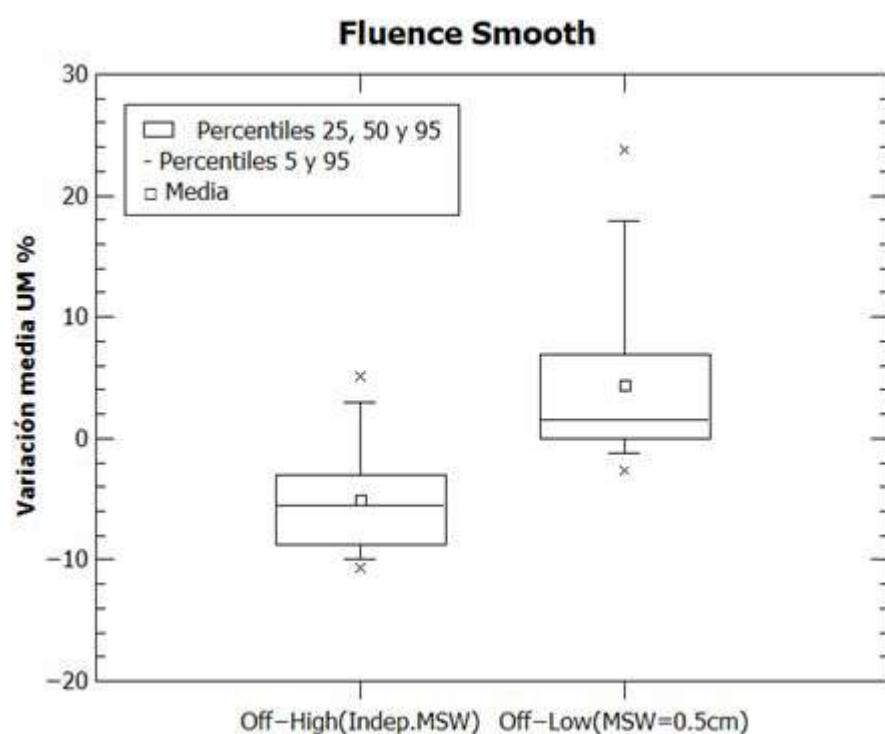
- De *Off* a *High*: Se confirma una reducción de UM con  $\bar{\Delta}UM = -5.1\%$  (p<<0.001) e intervalo de confianza del 95% [(6.6)-(-3.5)]%. En términos absolutos,  $\bar{\Delta}UM = -103UM$ , siendo la variación máxima de -241UM.
- Los resultados no son estadísticamente significativos al pasar de *Off* a *Medium* o *Low*.





- De *Off* a *Low*: Se observa un aumento de UM en el 73% de los planes, en lugar de una reducción como se esperaba. En el 63% de los planes con aumento de UM, el parámetro MSW=0.5cm; y en el 37%, el MSW=1.0cm. La muestra se divide en MSW=0.5cm y MSW=1.0cm.
  - Los resultados fueron casi estadísticamente significativos en la muestra de MSW=1.0cm con un aumento de  $\pm 95UM$  ó  $\pm 4.4\%$  ( $p=0.046$ ). El valor de  $p$  es mayor de lo deseable, lo que podría deberse a un tamaño reducido de la muestra.
  - En la muestra de MSW=0.5cm no se encontraron resultados estadísticamente significativos.

Las diferencias medias son estadísticamente significativas ( $p<0.005$ ) y  $<1.2\%$  en todos los índices dosimétricos. Los peores resultados se encuentran en vejiga al pasar de *Off* a *High* en dos casos aislados con PTV infiltrando mayores volúmenes de vejiga, con un aumento de  $V32Gy=4.0\%$  y de  $\bar{D}=2.0Gy$ , respectivamente; variaciones clínicamente aceptables.



## DISCUSIÓN

La reducción máxima de UM se obtiene cuando el parámetro *Fluence Smoothing* es *High*. Sin embargo, el parámetro MSW podría tener un mayor impacto en la reducción de UM y ser contraproducente aumentar *Fluence Smoothing* si se parte de un valor de MSW alto.

## CONCLUSIONES

Se recomienda optimizar los planes IMRT de próstata y 6MV con un valor *High* de *Fluence Smoothing* para lograr la mayor reducción de UM sin alterar la calidad del plan. Sin embargo, se ha de estudiar individualmente para planes que requieran una modulación extra.



## TRATAMIENTOS CON EL SISTEMA ABC: PRIMEROS RESULTADOS

Vázquez Galiñanes, A. (1); Olasolo Alonso, J. (1); Collado Chamorro, P. M. (1); López Corella, A. (1); Sanz Freire, C. J. (1); Cebrián Bernalte, P. (1)

(1) Hospital Universitario San Pedro

PALABRAS CLAVE: ACTIVE BREATHING COORDINATOR, ABC, MAMA IZQUIERDA, DOSIS EN CORAZÓN

### INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de mama izquierda, es relevante controlar la dosis en el corazón. Una técnica utilizada para ello, es la realización del tratamiento con la paciente en inspiración mantenida[1-2]. En nuestro servicio hemos empezado a utilizar el sistema Active Breathing Coordinator™ (ABC) para el desarrollo de esta técnica.

### MATERIALES Y MÉTODOS

El servicio cuenta con un TAC Siemens SOMATOM Scope, el planificador Monaco 5.51.10, dos aceleradores Elekta Versa HD, y el sistema ABC de Elekta.

Los facultativos de radioterapia oncológica seleccionan las pacientes candidatas a la utilización del sistema ABC en base a sus características y estado físico. Aquellas que se beneficiarán de la técnica, realizan unas sesiones de prácticas en las que se comprueba que sean capaces de mantener una inspiración durante un mínimo de 15 segundos, y realizarla de manera reproducible, sin despegar la espalda del plano inclinado. A las pacientes aptas se les realiza un TAC en inspiración mantenida con el sistema ABC, y, en la misma sesión, un TAC en respiración libre. Se delimitan órganos de riesgo y volumen(es) blanco en ambos TACs y se realiza la planificación en ambos TACs. Cuando se han obtenido las planificaciones óptimas, el oncólogo radioterápico y el radiofísico hospitalario deciden si los beneficios dosimétricos de la planificación con ABC compensan la mayor complejidad del tratamiento, y su dificultad para la paciente.

### RESULTADOS

36 pacientes fueron seleccionadas para la aplicación de la técnica: 16 de ellas (44.4%) fueron tratadas con ABC, 18 (50.0%) fueron tratadas con respiración libre, y en 2 casos (5.6%) se desestimó el tratamiento.

Para comprender mejor los cambios producidos en la inspiración mantenida, se han analizado los volúmenes contorneados, tanto PTVs como Órganos de Riesgo. Con ello hemos visto que el aumento del volumen pulmonar en el TAC realizado en inspiración mantenida ha sido, de media, superior al 50% respecto al volumen en el TAC en respiración libre. En el pulmón izquierdo el aumento ha sido ligeramente superior (58%) al del pulmón derecho (51%). Solo en 4 pacientes (11.1%) el aumento fue mayor en el pulmón derecho.

El volumen del corazón en el TAC en inspiración mantenida ha sido, de media, un 13% menor respecto al volumen en el TAC en respiración libre. Solo en 6 pacientes (16.7%) el volumen del corazón fue mayor en el TAC en inspiración. No existe correlación entre el ratio de incremento de los pulmones y el de la disminución del corazón  $R^2 = 0.02$

### CONCLUSIONES

Cerca de la mitad de las pacientes seleccionadas se beneficiaron de una reducción en la dosis en el corazón gracias a la técnica de inspiración mantenida.

El volumen pulmonar aumenta, de media, más del 50% en la inspiración mantenida, mientras el volumen del corazón se reduce, de media, un 13%.

La disminución de volumen del corazón podría explicar que el incremento de volumen del pulmón izquierdo sea mayor que el del pulmón derecho, sin embargo la falta de correlación ( $R^2 = 0.02$ ) entre sus ratios de variación contradice esta hipótesis.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> SIXEL KE, AZNAR MC, UNG YC: DEEP INSPIRATION BREATH HOLD TO REDUCE IRRADIATED HEART VOLUME IN BREAST CANCER PATIENTS. INT J RADIAT ONCOL. 2001, 49:199-204. 10.1016/S0360-3016(00)01455-3

<sup>2</sup> KORREMAN SS, PEDERSEN AN, NØTTRUP TJ, SPECHT L, NYSTRÖM H: BREATHING ADAPTED RADIOTHERAPY FOR BREAST CANCER: COMPARISON OF FREE BREATHING GATING WITH THE BREATH-HOLD TECHNIQUE. RADIOTHER ONCOL. 2005, 76:311-8. 10.1016/j.radonc.2005.07.009



## ESTUDIO DE MÉTRICAS DE CALIDAD PARA METÁSTASIS INTRACRANEALES CON HYPERARC: RESULTADOS DEL PRIMER AÑO

González Martínez, M. D. C. (1); Puchades Puchades, V. (2); Martínez Albaladejo, M. (2); Ramos Amores, D. (2); Suárez Arteaga, J. (2); Salinas Ramos, J. (2); Serna Berná, A. (2)

(1) Universidad de Murcia, (2) Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena

**PALABRAS CLAVE:** RADIOCIRUGÍA, HYPERRARC, ÍNDICE DE CONFORMACIÓN DE PADDICK, ÍNDICE DE CONFORMACIÓN RTOG.

### INTRODUCCIÓN

Una vía frecuente para la ablación de metástasis intracraneales es el uso de radiocirugía mediante aceleradores lineales. En 2021 se introdujo en el Hospital General Universitario Santa Lucía una nueva técnica, denominada HyperArc, que pretende realizar estas radiocirugías de forma más eficiente. El objetivo de este estudio es analizar varias métricas de calidad para los tratamientos de pacientes tratados mediante esta técnica en un año de experiencia.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Se recogieron los planes de tratamiento de 22 pacientes tratados con la unidad Truebeam HD que se encuentra en el Hospital Universitario Santa María del Rosell. Estos planes fueron elaborados con Eclipse V.16 y la técnica HyperArc usando un MLC de 2,5mm. El tratamiento del paciente consiste en una sola sesión con una dosis entre 18 y 22 Gy con fotones de 6MV FFF. Para estudiar la calidad de estos planes se han analizado los índices de conformación (IC) RTOG y Paddick. En ambos índices se evalúa la conformidad del tratamiento, que se espera mejor a medida que se acerquen a uno.

### RESULTADOS

Los índices de conformación se muestran en la figura 1 (Paddick) y en la figura 2 (RTOG) en función del volumen objetivo. Ambos gráficos tienden a uno a medida que aumenta el volumen, mientras que para volúmenes pequeños estos índices de conformación se pierden calidad. Para el RTOG CI, la literatura describe un intervalo en el que los resultados son aceptables y no se consideran las desviaciones. Este intervalo es entre uno y dos. Se observa que todos nuestros datos se encuentran dentro de este intervalo.

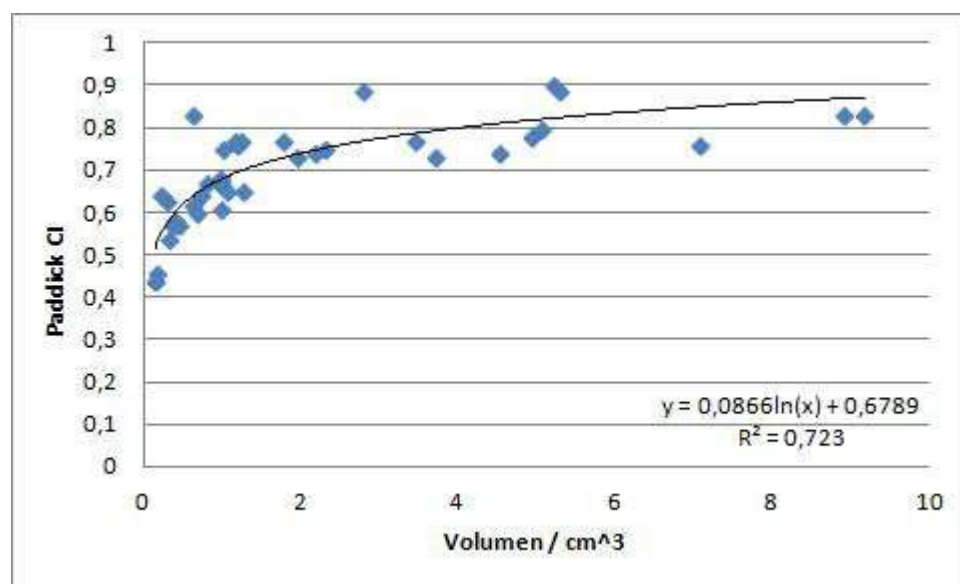


FIGURA 1. Valores de Paddick CI en función del volumen objetivo.

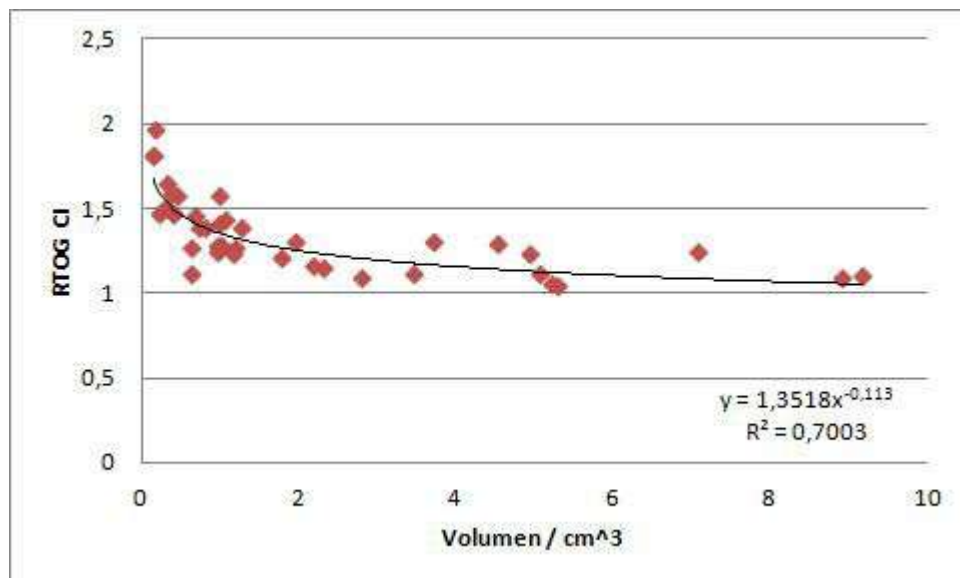


FIGURA 2. Valores de RTOG CI en función del volumen objetivo.

## DISCUSIÓN / CONCLUSIONES

Se concluye que los índices de conformación siguen una clara tendencia lineal. Estos índices tienden a uno a medida que aumenta el volumen objetivo, por lo que ambos representan una buena métrica para la conformidad.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> JULIA STANLEY, KAREM BREITMAN, PETER DUNSCOMBE, DAVID P. SPENCER, HAROLD LAU. EVALUATION OF STEREOTACTIC RADIOSURGERY CONFORMITY INDICES FOR 170 TARGET VOLUMES IN PATIENTS WITH BRAIN METASTASES. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS [INTERNET] 2011 [JULIO 2022]; VOLUMEN 12 (NÚMERO 2): 9. DISPONIBLE EN: [HTTPS://AAPM.ONLINELIBRARY.WILEY.COM/DOI/FULL/10.1120/JACMP.V12I2.3449](https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1120/jacmp.v12i2.3449)
- <sup>2</sup> RICHARD A. POPPLE, MATTHEW H. BROWN, EVAN M. THOMAS, CHRISTOPHER D. WILLEY, REX A. CARDAN, ELIZABETH L. COVINGTON, KRISTEN O. RILEY, JAMES M. MARKERT, MARKUS BREDEL, JOHN B. FIVEASH. TRANSITION FROM MANUAL TO AUTOMATED PLANNING AND DELIVERY OF VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY STEREOTACTIC RADIOSURGERY: CLINICAL, DOSIMETRIC, AND QUALITY ASSURANCE RESULTS. PRACTICAL RADIATION ONCOLOGY [INTERNET] 2021 [AGOSTO 2022]; VOLUMEN 11 (NÚMERO 2). DISPONIBLE EN: [HTTPS://WWW.SCIENCEDIRECT.COM/SCIENCE/ARTICLE/PII/S1879850020302964#FIG2](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1879850020302964#fig2)

# TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA DE SARCOMA DE KAPOSÍ DE PIEL CON AFECTACIÓN BILATERAL DE MIEMBROS INFERIORES

del Campo Gómez, J. L. (1); Montes Fernández, J. (1); Gutiérrez Ramos, S. M. (1); Ruiz Vázquez, M. (1); Jiménez Miranda, M. D. M. (1)  
(1) Hospital Universitario Juan Ramón Jiménez

## INTRODUCCIÓN

Las lesiones provocadas por el sarcoma de Kaposi en piel son susceptibles de ser tratadas mediante radioterapia de megavoltaje. No obstante, el carácter multicéntrico y extensión de dichas lesiones puede hacer que sea inviable un tratamiento isocéntrico convencional. El objetivo de este trabajo es presentar una solución y su implementación para el caso de un paciente con afectación bilateral de miembros inferiores.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El paciente presentaba numerosas lesiones en piel, distribuidas en ambas piernas desde el tobillo hasta la rodilla, que hacían inviable un tratamiento aislado de cada una de ellas, por lo que era necesario tratar todas las lesiones a la vez. Como consecuencia de esto, era necesario encontrar un material que actuase de bolus y que se adaptase de manera adecuada a todas las lesiones. Se encontró una solución adoptando las siguientes disposiciones:



Al paciente se le realizó un TC con las piernas dentro de un cubo en posición horizontal (ver figura 1).

Durante el tratamiento el paciente se colocó dentro del cubo con agua y se situó en un lugar fijo lo más alejado posible del gantry del acelerador, para que la incidencia del haz fuese lo más perpendicular posible a las piernas del paciente (ver figura 2).

El gantry del acelerador permaneció fijo durante todo el tratamiento, con la angulación adecuada para que el haz incidiera en el blanco. Para conseguir homogeneidad en el PTV, fue el paciente el que cambió su posición a mitad de cada sesión de tratamiento (primera mitad mirando hacia el gantry, segunda mitad de espaldas).



FIGURA 1

La planificación se realizó considerando una disposición virtual, en donde la mesa de tratamiento presentaba un giro de  $270^\circ$  y se utilizaron dos juegos de haces, con ángulos de incidencias a  $341,5^\circ$  y  $198,5^\circ$ , cada uno con un isocentro distinto. La configuración comentada es equivalente a la configuración real de tratamiento (figura 2), en donde solo hay una incidencia del haz a  $71,5^\circ$  y es el paciente el que gira sobre sí mismo  $180^\circ$  a mitad de cada sesión.

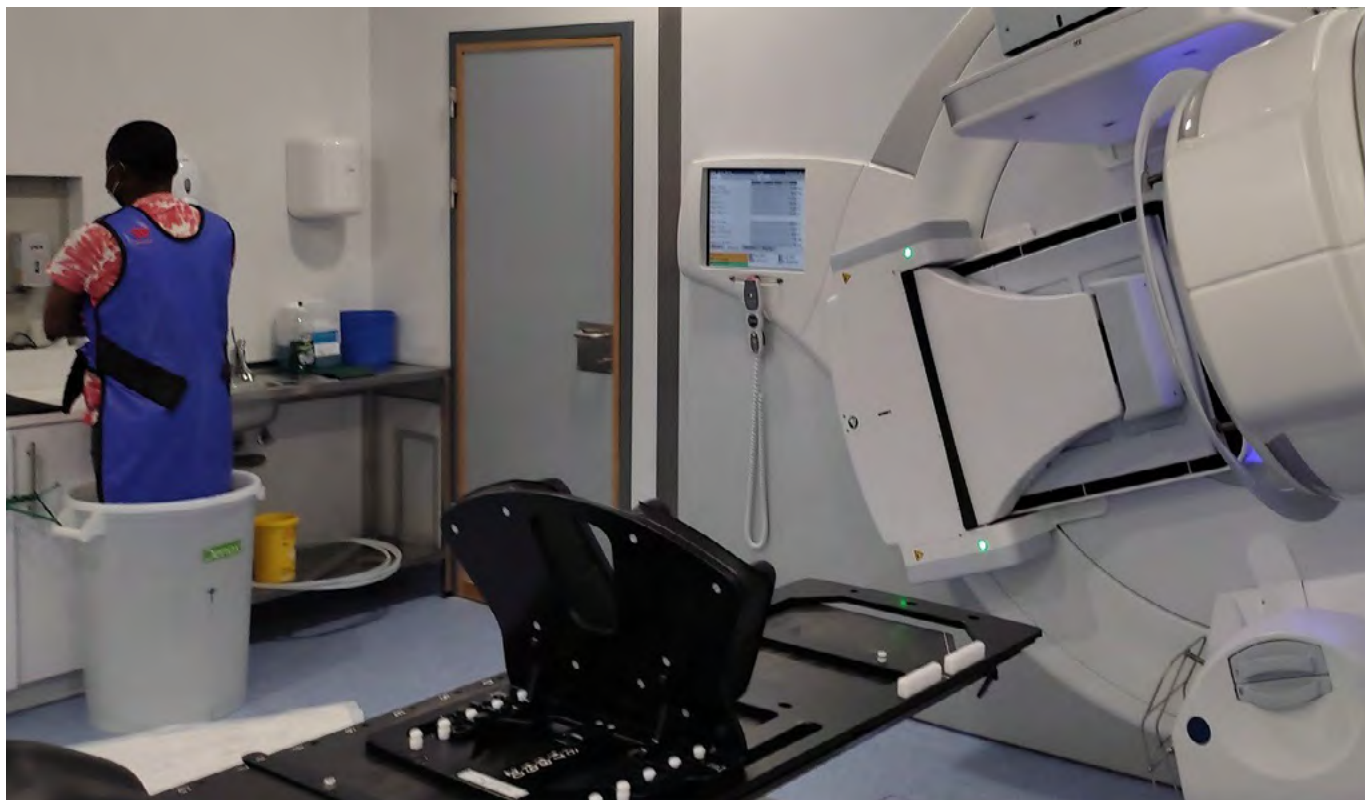


FIGURA 2

## RESULTADOS

Gracias a la disposición adoptada, se pudieron utilizar las imágenes de TC para el diseño del tratamiento en el planificador. Una vez terminado el tratamiento se registró una evolución positiva de las lesiones del paciente hacia un estado asintomático.

## DISCUSIÓN

El procedimiento descrito permitió obtener una homogeneidad y cubrimiento aceptable en el PTV. Como punto negativo, debemos comentar que, debido al número elevado de UMs por fracción el tiempo de cada sesión fue de 20 minutos.

## CONCLUSIONES

Se ha diseñado un procedimiento para poder tratar mediante radioterapia de megavoltaje el sarcoma de Kaposi, cuando la afectación es bilateral y multicéntrica en miembros inferiores y no se dispone de medios específicos para su tratamiento.

# EVALUACIÓN DE LA ROBUSTEZ DE UN PLAN VMAT DE PRÓSTATA EN FUNCIÓN DE LAS UNIDADES MONITOR

Martín Veganzones, M. (1); Valverde-Pascual, I. (1); Gallardo Rodríguez, N. (1); Perez Azorín, J. F. (1); Alicibar- Arechuluaga Artaza, C. (1); Ortiz de Zarate Vivanco, R. (1); Espinosa Sola, J. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Cruces

## INTRODUCCIÓN

Hay distintas métricas para medir la complejidad de un plan, una de ellos es la cantidad de unidades monitor (UM) empleadas. Analizamos cómo afecta las UM sobre la robustez de un plan.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza la dosimetría con VMAT con el planificador Eclipse (Varian Medical System) calculando con AcurosXB\_15.6.03 para un acelerador TrueBeamSTx con HD120-MLC. El plan consiste en dos arcos completos con energía de 10FFF usando la tasa máxima de 2400UM/min.





Se han realizado 9 planes de SBRT de próstata, prescribiéndose 36.5Gy al PTV en 5 sesiones. Son optimizados con objetivo de UM desde un factor 3UM/cGy de prescripción hasta un factor 7 en pasos de 0.5. Los HDV de los planes son similares (figura1) además IC=VRI/TV medio de las dosimetrías es de 0,93 (máximo 0,95- mínimo 0,91) y el gradiente de dosis medio GIPaddick=V50%/ V100% es de 3.4 (máximo 3.5-mínimo 3.2).

Creamos para cada plan 12 planes de robustez con offset de 3 y 5 mm en cada una de las 3 direcciones (FIGURA 1). Se analiza para esos offset porque son los márgenes dados al CTV, 3mm en dirección axial y 5 mm en dirección tangencial.

Para analizar la robustez de los planes se utiliza la anchura de las bandas en el histograma dosis-volumen (DVHBW) el cual emplea la diferencia entre la dosis máxima y la mínima para un porcentaje de volumen (1)

$$/DeltaD_X = max(D_X) - min(D_X)$$

Analizamos la DVHBW de 95, 98 y 99 para el PTV y el CTV y la DVHBW de 25, 50 y 70 para la vejiga y el recto. Realizamos una regresión lineal para cada DVHBW debido a que son las que dan mejor correlación y vemos su R2

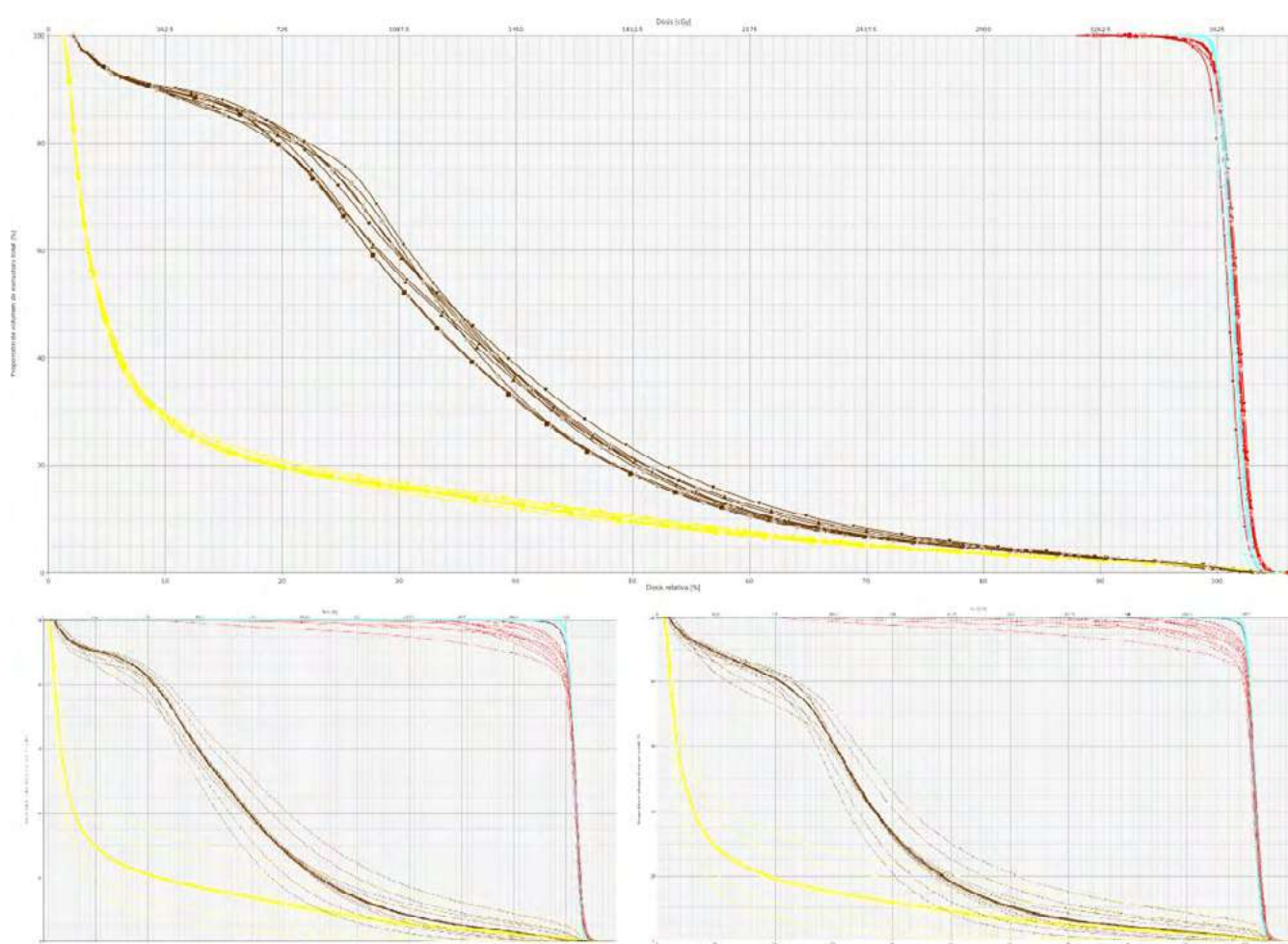


Figura1: Arriba comparación de HDV para los 9 planes (amarillo vejiga, Marrón recto, rojo PTV, azul CTV) Abajo izquierda HDV con incertidumbres para el factor 3. Abajo derecha HDV con incertidumbres para el factor 7



## RESULTADOS

|               | Factor |      |      |      |      |      |      |      |      | R <sup>2</sup> |
|---------------|--------|------|------|------|------|------|------|------|------|----------------|
|               | 3      | 3,5  | 4    | 4,5  | 5    | 5,5  | 6    | 6,5  | 7    |                |
| <b>Recto</b>  |        |      |      |      |      |      |      |      |      |                |
| D25           | 678    | 692  | 638  | 649  | 642  | 620  | 678  | 671  | 613  | 0,20           |
| D50           | 399    | 384  | 355  | 359  | 373  | 402  | 359  | 359  | 312  | 0,39           |
| D70           | 221    | 207  | 254  | 218  | 228  | 239  | 225  | 214  | 261  | 0,13           |
| <b>Vejiga</b> |        |      |      |      |      |      |      |      |      |                |
| D25           | 1334   | 1287 | 1312 | 1236 | 1320 | 1218 | 1196 | 1182 | 1113 | 0,79           |
| D50           | 167    | 156  | 160  | 152  | 163  | 163  | 167  | 167  | 163  | 0,15           |
| D70           | 58     | 58   | 62   | 54   | 62   | 62   | 62   | 62   | 62   | 0,32           |
| <b>PTV</b>    |        |      |      |      |      |      |      |      |      |                |
| D95           | 1084   | 1153 | 1160 | 1203 | 1175 | 1218 | 1207 | 1214 | 1240 | 0,79           |
| D98           | 2092   | 2218 | 2258 | 2295 | 2291 | 2280 | 2313 | 2338 | 2298 | 0,64           |
| D99           | 2396   | 2523 | 2563 | 2592 | 2585 | 2567 | 2603 | 2625 | 2585 | 0,57           |
| <b>CTV</b>    |        |      |      |      |      |      |      |      |      |                |
| D95           | 33     | 25   | 29   | 69   | 29   | 22   | 33   | 22   | 47   | 0,00           |
| D98           | 105    | 91   | 98   | 131  | 102  | 80   | 91   | 76   | 112  | 0,05           |
| D99           | 170    | 156  | 170  | 181  | 163  | 138  | 145  | 141  | 163  | 0,26           |

## DISCUSIÓN

Para D25 en la vejiga vemos que el valor de DVHBW disminuye con el factor. Esta disminución parece ser debido a que a mayor número de UM tenemos una mejor conformación en la dirección cráneo-caudal por lo que hay dosis más bajas en esa dirección cuando el campo está más conformado.

Para el resto de OR en recto y vejiga no hay ninguna correlación entre el factor y las DVHBW.

Para el CTV no hay ninguna correlación entre el aumento del factor y el valor de las DVHBW lo cual nos indica la idoneidad de la optimización en fotones con el planteamiento del PTV del ICRU60.

Para el PTV vemos que a mayor número de UM tenemos DVHBW mayores, por lo que el uso de más UM hace planes menos robustos para el PTV.

## CONCLUSIONES

El aumento de la complejidad de un plan en función de las UM hace planes menos robustos para el PTV pero sigue manteniendo una cobertura buena para el CTV. Sería conveniente realizar este mismo estudio más pacientes para confirmar los resultados.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SHANG H, PU Y, WANG Y. ROBUST OPTIMIZATION OF SBRT PLANNING FOR PATIENTS WITH EARLY STAGE NON-SMALL CELL LUNG CANCER. TECHNOL CANCER RES TREAT. 2020 JAN- DEC;19:1533033820916505. DOI: 10.1177/1533033820916505. PMID: 32314663; PMCID: PMC7175055.



## ANÁLISIS DE LA ROBUSTEZ DE UN PLAN VMAT DE PRÓSTATA EN FUNCIÓN DEL PARÁMETRO APERTURE SHAPE CONTROLLER DEL PLANIFICADOR ECLIPSE VARIANTM

Martín Veganzones, M. (1); Astudillo Olalla, R. (2); Valverde-Pascual, I. (1); Gallardo Rodríguez, N. (1); Perez Azorín, J. F. (1); Alicibar-Arechuluaga Artaza, C. (1); Ortiz de Zarate Vivanco, R. (1); Espinosa Sola, J. M. (1)

(1) Hospital Universitario de Cruces, (2) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

PALABRAS CLAVE: ROBUSTEZ, VMAT, FOTONES, APERTURE SHAPE CONTROLLER

### INTRODUCCIÓN

Aperture Shape Controller (ASC) es un parámetro disponible en el planificador Varian Eclipse que controla la complejidad de los campos creados por el MLC aumentando su apertura, queremos estudiar su influencia en la robustez de un plan VMAT.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza la dosimetría con VMAT con el planificador Eclipse (Varian Medical System) calculando con AcurosXB\_15.6.03 para un acelerador Varian TrueBeam STx con HD120-MLC. El plan consiste en dos arcos completos con energía de 10FFF usando la tasa máxima de 2400 UM/min.

Se han realizado 6 planes de radioterapia estereotáctica extracraneal (SBRT) de próstata, prescribiéndose 36.5Gy al PTV en 5 sesiones. Cada uno de los planes es optimizado con el mismo número de UM variando el parámetro ASC entre off, very low, low, moderate, high y very high. Los HDV de los planes son similares (figura 1) además IC = VRI/TV medio de las dosimetrías es de 0,93 (máximo 0,94- mínimo 0,91) y el gradiente de dosis medio GIPaddick = V50%/ V100% es de 3.3 (máximo 3.3-mínimo 3.2).

Creamos para cada plan 12 planes de robustez con offset de 3 y 5 mm en cada una de las 3 direcciones (FIGURA 1). Se analiza para esos offset porque son los márgenes dados al CTV, 3mm en dirección axial y 5 mm en dirección tangencial.

Para analizar la robustez de los planes se utiliza la anchura de las bandas en el histograma dosis-volumen (DVHBW) el cual emplea la diferencia entre la dosis máxima y la mínima para un porcentaje de volumen (1)

$$\Delta D_X = \max(D_X) - \min(D_X)$$

Analizamos la DVHBW de 95, 98 y 99 para el PTV y el CTV y la DVHBW de 25, 50 y 70 para la vejiga y el recto. Realizamos una regresión lineal para cada valor en función del factor debido a que son las que dan mejor correlación y vemos su R<sup>2</sup>

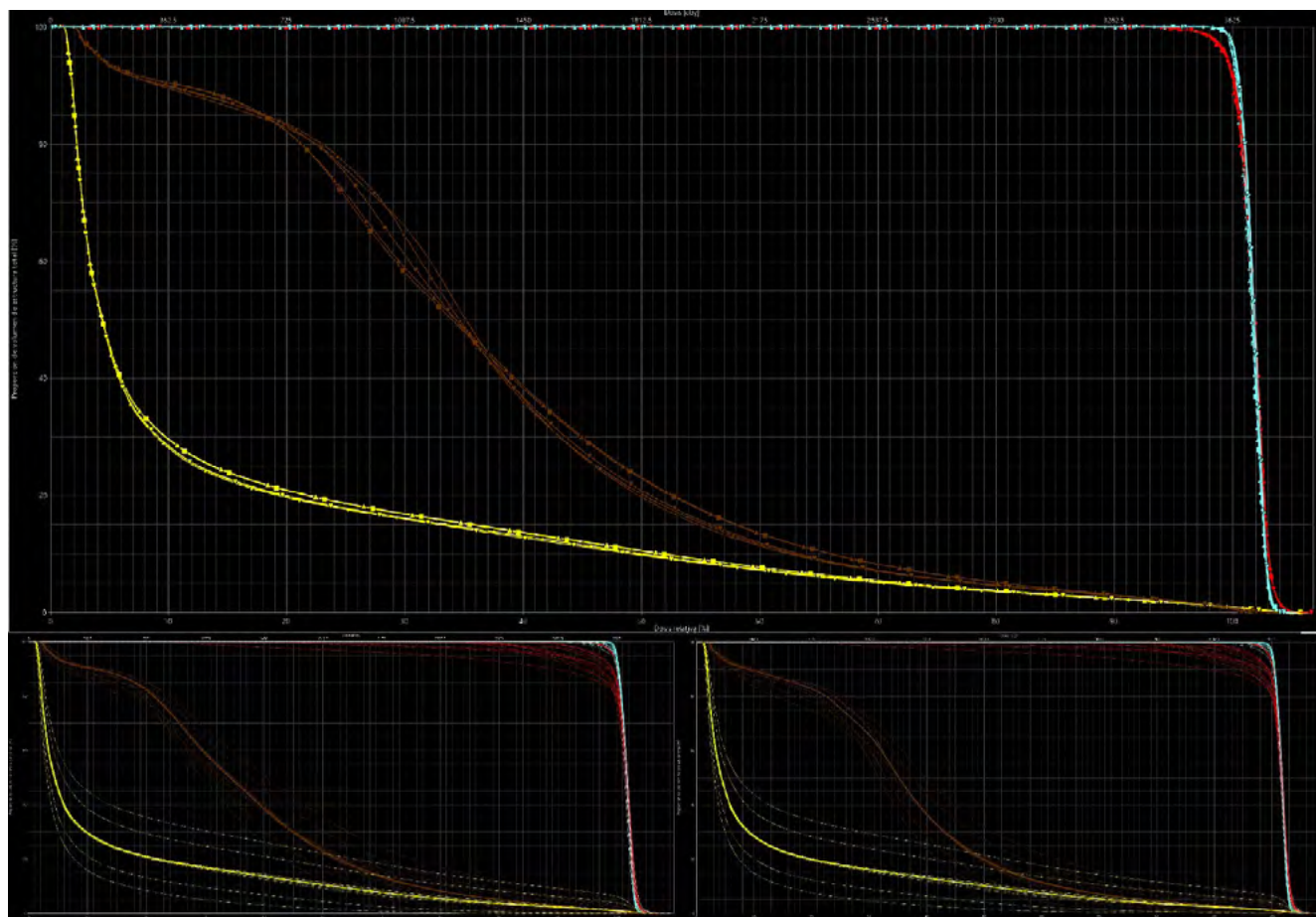


FIGURA 1: Arriba la comparación de HDV para los 6 planes (amarillo vejiga, Marrón recto, rojo PTV, azul CTV) Abajo izquierda HDV con incertidumbres para el ASC off. Abajo derecha HDV con incertidumbres para el ASC very high.

## RESULTADOS

En la tabla I se pueden ver los resultados para cada estructura.

|               | Aperture Shape Controller |         |      |          |      |           |                |
|---------------|---------------------------|---------|------|----------|------|-----------|----------------|
|               | Off                       | Verylow | Low  | Moderate | High | Very high | R <sup>2</sup> |
| <b>Recto</b>  |                           |         |      |          |      |           |                |
| D25           | 678                       | 685     | 627  | 638      | 631  | 613       | 0,76           |
| D50           | 399                       | 402     | 301  | 341      | 330  | 294       | 0,64           |
| D70           | 221                       | 214     | 221  | 210      | 232  | 261       | 0,50           |
| <b>Vejiga</b> |                           |         |      |          |      |           |                |
| D25           | 1334                      | 1316    | 1287 | 1258     | 1272 | 1276      | 0,70           |
| D50           | 167                       | 163     | 149  | 152      | 149  | 152       | 0,60           |
| D70           | 58                        | 58      | 58   | 58       | 58   | 58        | -              |
| <b>PTV</b>    |                           |         |      |          |      |           |                |
| D99           | 2400                      | 2414    | 2577 | 2541     | 2556 | 2530      | 0,53           |
| D95           | 1087                      | 1091    | 1178 | 1167     | 1171 | 1156      | 0,55           |
| D98           | 2095                      | 2106    | 2262 | 2219     | 2248 | 2215      | 0,53           |
| <b>CTV</b>    |                           |         |      |          |      |           |                |
| D99           | 174                       | 167     | 160  | 163      | 170  | 167       | 0,05           |
| D95           | 33                        | 29      | 29   | 29       | 40   | 40        | 0,48           |
| D98           | 109                       | 105     | 98   | 94       | 98   | 102       | 0,38           |

## DISCUSIÓN

Para los OR observamos que según aumenta el ASC las DVHBW son más pequeñas por lo que mejoraría la robustez del plan



en estos órganos. Sin embargo, para el PTV vemos que son más anchas con el aumento del ASC por lo que tenemos planes menos robustos para el PTV.

Para el CTV hay una correlación baja entre el aumento del ASC y el valor de las DVHBW lo cual nos indica la idoneidad de la optimización en fotones con el planteamiento del PTV.

### CONCLUSIONES

El uso del ASC presenta un compromiso entre la robustez en los OR frente al PTV. Para nuestro CTV no supone diferencia entre el uso de un ASC u otro.

Sería conveniente realizar este mismo estudio en número mayor de pacientes para confirmar los resultados observados.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> SHANG H, PU Y, WANG Y. ROBUST OPTIMIZATION OF SBRT PLANNING FOR PATIENTS WITH EARLY STAGE NON-SMALL CELL LUNG CANCER. TECHNOL CANCER RES TREAT. 2020 JAN- DEC;19:1533033820916505. DOI: 10.1177/1533033820916505. PMID: 32314663; PMCID: PMC7175055.

## ESTUDIO DE LA ROBUSTEZ EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON RADIOTERAPIA DE HACES EXTERNOS EN FUNCIÓN DEL GRADO DE MODULACIÓN EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS (HUC)

Ribot Hernández, I. (1); Fernández Belmonte, F. (1); Sabín San Julián, C. (1)

(1) Hospital Universitario de Canarias

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, 3DCRT, IMRT, HOMOGENEIDAD, ROBUSTEZ

### INTRODUCCIÓN

El tratamiento estándar del cáncer de mama consiste en realizar una tumorectomía seguida de la irradiación de la mama completa (PTV) más una sobreimpresión de dosis al lecho tumoral. Tradicionalmente, para irradiar la mama se emplean técnicas de radioterapia conformada de baja modulación (3DCRT)<sup>1</sup>. En algunas situaciones, la 3DCRT es insuficiente para garantizar un buen cubrimiento del PTV. Para mejorar esto, se puede recurrir a técnicas complejas como la radioterapia de

intensidad modulada (IMRT)<sup>2</sup>. Sin embargo, debido a su elevada modulación, estas técnicas son mucho más sensibles ante errores en el posicionamiento de la paciente<sup>3</sup>.

El objeto de este estudio es evaluar el grado de robustez de tres planes de tratamiento, uno de baja modulación (3DCRT), otra de media modulación (IMRT con control de niveles de intensidad en la segmentación) y otra de alta modulación (IMRT sin límite en la segmentación). Se comparan entre sí los indicadores de cubrimiento del PTV V95 y V105 (VX, porcentaje de volumen recibiendo X % de dosis).

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyen 33 pacientes, 11 por cada técnica. Todas las planificaciones fueron diseñadas con el planificador Varian Eclipse v13.6. El grado de modulación se determinó por el número de segmentos totales empleados. Las planificaciones se desplazaron respecto a su isocentro 5 mm en todas las direcciones (7 planes por cada paciente, 231 planes en total) y se calculó el valor medio para cada indicador y técnica. En el análisis estadístico se empleó la prueba de contraste U de Mann-Whitney para las técnicas evaluadas. Se asume que existe significación estadística si  $p < 0,05$ .

### RESULTADOS

En la tabla 1 se indica la descripción estadística para los indicadores y técnicas descritas. Comparando las técnicas entre sí, se observan diferencias significativas para el cubrimiento de las dos técnicas IMRT respecto a la 3DCRT ( $p < 0,05$ ). Para el indicador V105 no existen diferencias significativas entre la IMRT de media modulación y la 3DCRT ( $p > 0,05$ ), en contraste con la IMRT de alta modulación ( $p < 0,05$ ).





|      |         | Mínimo | Máximo | Media    | Asimetría |
|------|---------|--------|--------|----------|-----------|
| V95  | 3DCRT   | 93,0   | 97,5   | 95,0±0,8 | ,2        |
|      | IMRT SW | 78,4   | 98,1   | 91,8±3,9 | -1,7      |
|      | IMRT SS | 79,0   | 96,6   | 91,7±3,9 | -1,7      |
| V105 | 3DCRT   | ,1     | 14,3   | 2,8±2,8  | 1,8       |
|      | IMRT SW | ,0     | 19,7   | 2,7±4,1  | 1,9       |
|      | IMRT SS | ,0     | 22,6   | 4,1±4,8  | 1,5       |

Tabla 1 Descriptivos para los indicadores propuestos y para cada técnica utilizada. Para cada combinación se da el mínimo, el máximo el valor medio con su desviación estándar y la asimetría de la distribución. IMRT SS hace referencia a IMRT de tipo Step&Shoot (media modulación) e IMRT SW a IMRT Sliding Window (alta modulación).

## DISCUSIÓN

Este trabajo se diseña con el objetivo de encontrar un plan robusto IMRT en función de su modulación ante desplazamientos del isocentro por errores en el posicionamiento. Sin embargo, en este estudio piloto y probablemente en relación con el número de casos, no hemos encontrado datos de cubrimiento comparables a las 3DCRT para cualquier tipo de IMRT (figura 1). No obstante, los niveles de sobredosisificación para una IMRT de media modulación sí son comparables a una 3DCRT por lo que no se esperan zonas de exceso de dosis en este tipo de planificaciones con respecto a una 3DCRT clásica.

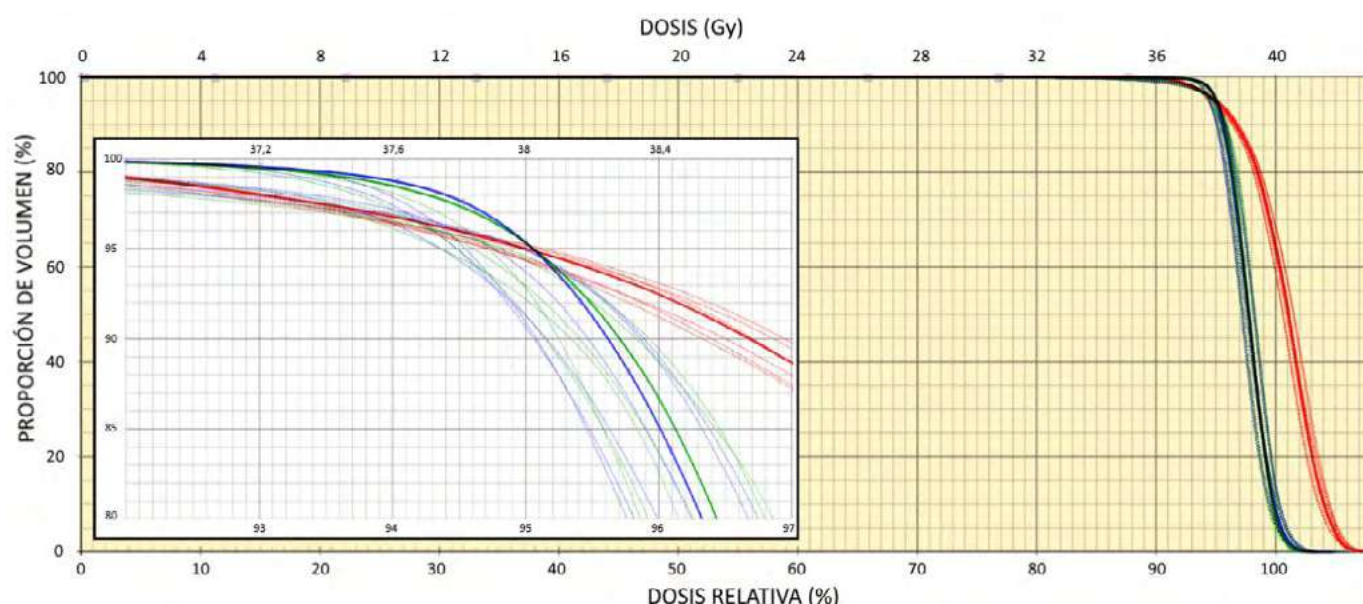


Figura 1. Curvas Dosis Vs Volumen (DVH) para las tres técnicas estudiadas, 3DCRT (rojo), IMRT SS (azul) e IMRT SW (verde), para todos las direcciones de desplazamiento del isocentro (en trazo continuo, el DVH original). En la esquina inferior izquierda se observa un detalle del codo de cubrimiento.

## CONCLUSIONES

El grado de modulación de una planificación incide directamente en el grado de robustez del tratamiento. Una IMRT de media modulación mantiene niveles de sobredosisificación aceptables, pero no así el resto de los indicadores. Por lo tanto, aunque mejora mucho la homogeneidad de la distribución se sigue desaconsejando el uso de IMRT con cualquier grado de modulación.

## REFERENCIAS

- BELLON, J. R., WONG, J. S., MACDONALD, S. M., & HO, A. Y. (Eds.). (2016). RADIATION THERAPY TECHNIQUES AND TREATMENT PLANNING FOR BREAST CANCER. SPRINGER.
- FREEDMAN, G. M., ANDERSON, P. R., LI, J., EISENBERG, D. F., HANLON, A. L., WANG, L., & NICOLAOU, N. (2006). INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY (IMRT) DECREASES ACUTE SKIN TOXICITY FOR WOMEN RECEIVING RADIATION FOR BREAST CANCER. AMERICAN JOURNAL OF CLINICAL ONCOLOGY, 29(1), 66-70.





<sup>3</sup> OKI, Y., AKASAKA, H., UEHARA, K., MIZONOBÉ, K., SAWADA, M., NAGATA, J., ... & MAYAHARA, H. (2022). EVALUATION OF ROBUSTNESS OF OPTIMIZATION METHODS IN BREAST INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY USING TOMOTHERAPY.

## ANÁLISIS DE ROBUSTEZ EN UNA IRRADIACIÓN CRANEOESPINAL CON VMAT

Zaragoza Carrillo, A. (1); Richart Sancho, J. (1); Chimenó Hernández, J. M. (1); Martínez Navarro, J. Á. (1); Sanjuanbenito Ruiz de Alda, W. (1); Palomo Llinares, R. (1); García Cases, F. (1)  
(1) Hospital San Juan de Alicante

PALABRAS CLAVE: NEUROEJE, VMAT, ROBUSTEZ

### INTRODUCCIÓN

En el presente trabajo se muestra un estudio de sensibilidad a variaciones en el posicionamiento del paciente en una irradiación de eje craneoespinal (ICE) con VMAT.

### MATERIALES Y MÉTODOS

- Inmovilización del paciente: colchón de vacío + máscara de hombros
- TC de simulación: 3 mm de espesor de corte
- Sistema de planificación: Pinnacle3 16.2.1 (Philips)
- Equipo de tratamiento: Truebeam (Varian), equipado con MLC de 5 mm y mesa 6D
- Plan de tratamiento: 2+2+1 arcos de 6 MV yuxtapuestos, dispuestos en 3 isocentros alineados longitudinalmente, con bandas de solapamiento de 5 cm cérvico-dorsal y dorso-lumbar
- Protocolo de IGRT: imágenes planares (kV) y CBCT extendido

Aunque el plan nominal requería que el paciente se ajustara con unos parámetros de mesa comunes para los tres isocentros, variando únicamente el longitudinal, tras las primeras sesiones se optó por un ajuste independiente entre estos, previo análisis de la sensibilidad de la dosimetría a las variaciones en la geometría del tratamiento que esto suponía.

Se planteó un modelo perturbativo en los histogramas dosis-volumen del plan original:

- Traslaciones:  $\pm 1, 3$  (vertical, lateral), 5 y 7 mm entre isocentros (longitudinal)
- Rotaciones:  $\pm 1$  y  $3^\circ$  en mesa 6D (isocéntrica y balanceo)
- Total de 32 planes perturbados en cada yuxtaposición de campos
- Estructuras: médula, PTV espinal y body, restringidos a las bandas de solapamiento

Estos planes perturbados se analizan, atendiendo a la aparición de puntos fríos/calientes, perfiles de dosis y correlacionando las variaciones en D95% y D0.1cc.

### RESULTADOS

Las mayores desviaciones se registraron en sentido longitudinal, encontrando modificaciones de dosis fuera de tolerancia con 7 mm, o 5 mm en combinación con rotaciones. Los movimientos transversales resultan poco significativos, como tampoco el balanceo de mesa. Estos resultados se incorporaron al seguimiento diario del paciente, a modo de tabla de tolerancias bajo el supuesto de peor escenario posible.

Las desviaciones registradas, una vez acabado el tratamiento, arrojaron un promedio histórico  $<1$  mm,  $<1.5^\circ$ , mucho menores que los máximos admitidos.

### DISCUSIÓN

La planificación de ICE con VMAT mediante bandas de solapamiento (fig.1) está ampliamente referenciada y hay consenso en que permite tratamientos robustos frente a modificaciones en la colocación de los isocentros.

En sentido longitudinal se crearon gradientes de dosis uniformes a lo largo de 5 cm entre campos adyacentes. Idealmente, gradientes  $<2\%/mm$  garantizarían el propósito general de no generar mín/máx  $\geq 7\%$  ante incertidumbres  $\leq 3$  mm en la separación entre isocentros, lejos ya de las penumbras de campos 3D tradicionales.

Menos estudiada está la robustez frente a rotaciones, o movimientos combinados. Aunque de magnitud menor que el longitudinal, observamos diferencias significativas que reducen la tolerancia en los desplazamientos.

## CONCLUSIONES

Se ha efectuado un estudio de robustez de una ICE frente a modificaciones de posicionamiento del paciente en una mesa 6D. Se han establecido unas tolerancias en la modificación de la geometría del plan que facilitara la tarea de IGRT, mejorando los resultados de ésta y la eficiencia general del proceso.

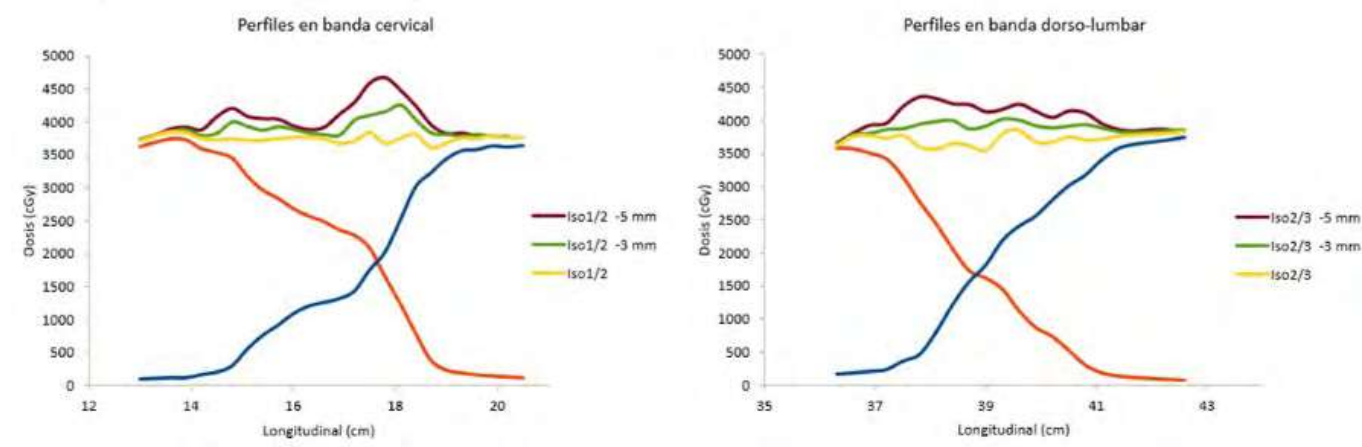


Fig 1. Perfiles longitudinales de dosis en solape de arcos

# PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO BASADO EN IMAGEN DE RESONANCIA MAGNÉTICA PARA CÁNCER DE PRÓSTATA

Tejedor Aguilar, N. (1); Gallego Franco, P. (1); Jornet Sala, N. (1); Pérez-Alija Fernández, J. (1); Anson Marcos, C. (1); García Apellaniz, N. (1); Ruiz Martínez, A. (1); Barceló Pagès, M. (1); Vivancos Bargalló, H. (1); Leo Martínez, F. M. (1); Domínguez Perea, A. (1); Carrasco de Fez, P. (1)

(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

PALABRAS CLAVE: RESONANCIA MAGNÉTICA, MRCAT, TC SINTÉTICO, PRÓSTATA

## INTRODUCCIÓN

El desarrollo de softwares comerciales ha permitido incorporar en nuestro centro una plataforma específica para la simulación y planificación de tratamientos radioterápicos en próstata utilizando únicamente la imagen de resonancia magnética (flujo de trabajo MR-only).

El objetivo de este estudio retrospectivo es la validación del cálculo dosimétrico utilizando el CT sintético (s-CT) generado por el software.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyeron nueve pacientes en el estudio. Los pacientes fueron simulados en un CT Big Bore (Philips) y posteriormente en un equipo de RM Ingenia Elition 3T utilizando la plataforma Ingenia MR-RT (Philips). Esta plataforma permite generar un s-CT utilizando el algoritmo MRCAT Pelvis para el cálculo dosimétrico. Los planes de tratamiento VMAT fueron optimizados y calculados en el s-CT usando Eclipse v15.6.05 (AcurosXB Dm). Para minimizar las diferencias geométricas entre ambas modalidades, se redimensionó el tamaño de vóxel del CT de planificación (p-CT) y se realizó un registro deformable entre el p-CT y el s-CT y las estructuras asociadas empleando el algoritmo Elastix con SlicerRT. El plan de tratamiento fue recalculado en el p-CT deformado.



Para evaluar las diferencias dosimétricas se reportan los parámetros Dmedia, D98%, D2% en CTV y PTV y Dmedia y V58Gy en órganos de riesgo (OARs) como vejiga, recto y cabezas femorales. También se realizó el análisis gamma utilizando distintos criterios con la librería PyMedPhys de Python.

## RESULTADOS

La Fig1 muestra la diferencia relativa de los parámetros dosimétricos en PTV, CTV y OARs. La mediana (rango intercuartílico) obtenido en Dmedia es 0.16 (0.41) % en CTV, -0.57 (1.2) % en PTV, -1.6 (9.2) % en recto, 2.3 (8.2) % en vejiga y -0.9 (4.2) % en cabezas femorales.

Los resultados del análisis gamma se muestran en la Fig2.

## DISCUSIÓN

No se observan diferencias de dosis significativas entre el p-CT y s-CT. Los vóxeles con mayores diferencias dosimétricas se encuentran en aire, ya que el algoritmo no detecta regiones de aire dentro del cuerpo, identificándolas como tejido/grasa. También se observan diferencias en el contorno externo y en el límite de estructuras por errores de registro.

Las diferencias dosimétricas en CTV fueron inferiores al 1%. En OARs se observan mayores diferencias por cambios anatómicos de las estructuras entre la adquisición de ambas imágenes que no se corrigen con el algoritmo deformable empleado.

La tasa de paso en  $\Gamma_L(2\%/2\text{mm})$  con umbral 10% fue superior al 99% en todos los pacientes. Los resultados de  $\Gamma_G(1\%/1\text{mm})$  y  $\Gamma_L(1\%/1\text{mm})$  con umbral 10% fueron superiores, respectivamente, al 99% y 95% en todos los casos excepto en un paciente con aire en cavidad abdominal.

## CONCLUSIONES

El cálculo dosimétrico empleando el s-CT obtenido con el algoritmo MRCAT Pelvis no difiere significativamente del realizado en el p-CT siempre y cuando no haya un volumen de aire abdominal considerable. Por tanto, se considera viable la implementación clínica de un flujo de trabajo MR-only en próstata.

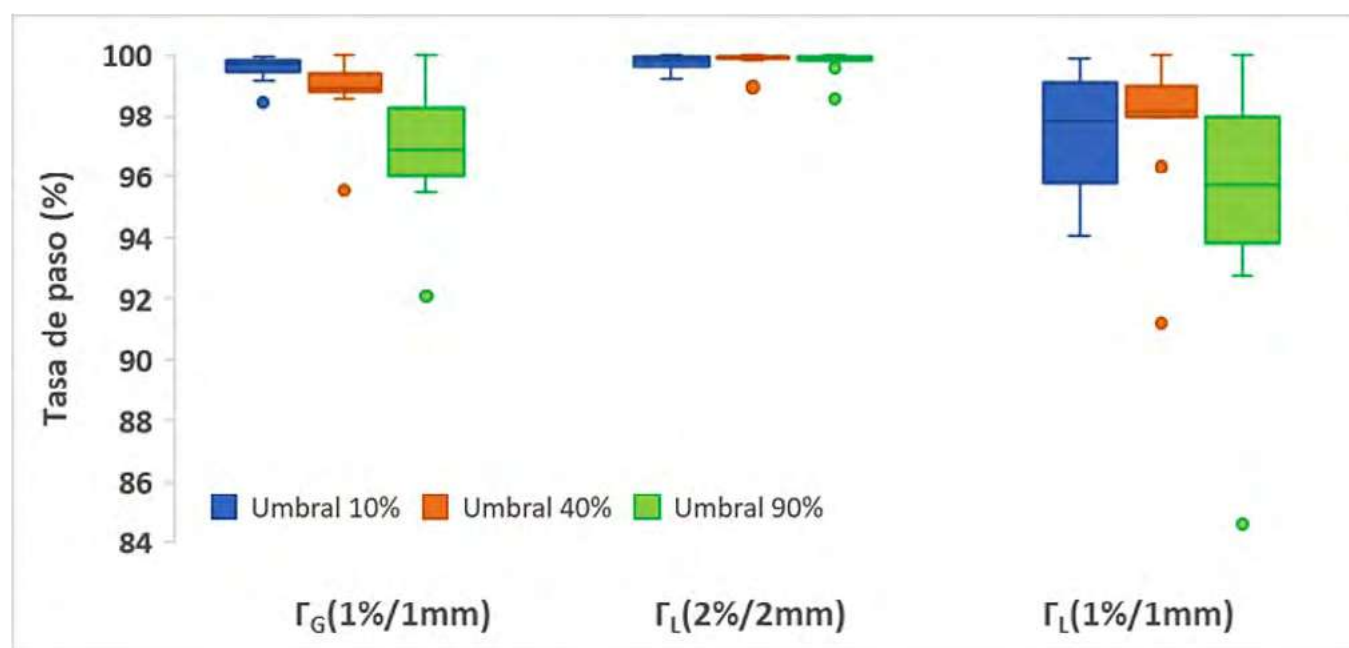


FIGURA 1. Análisis gamma de las matrices de dosis del s-CT y p-CT.

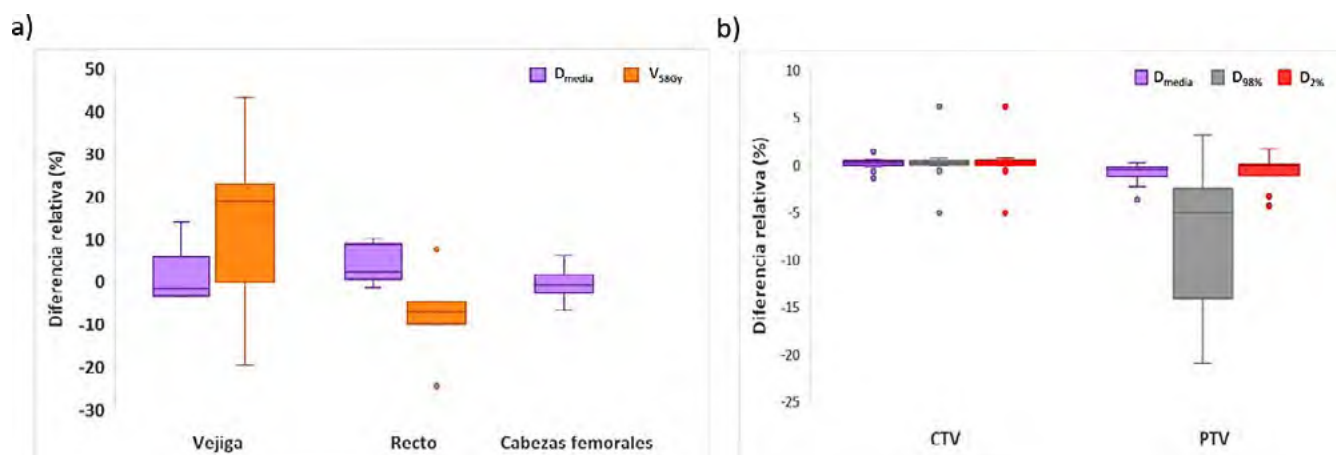


FIGURA 2. Diferencias en el HDV del s-CT y p-CT en a) OARs y b) CTV y PTV.

## TRATAMIENTO DE LARINGE: REDUCCIÓN DE DOSIS EN CARÓTIDAS Y ROBUSTEZ DEL PLAN

Vivancos Bargalló, H. (1); Jornet Sala, N. (1); Pérez-Alija, J. (1); Anson Marcos, C. (1); Gallego Franco, P. (1); Leo Martínez, F. M. (1); Tejedor Aguilar, N. (1); Barceló Pages, M. (1); García Apellaniz, N. (1); Domínguez Perea, A. (1); Ruiz Martínez, A. (1); Carrasco de Fez, P. (1) (1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

PALABRAS CLAVE: ROBUSTEZ, LARINGE, CARÓTIDAS

### INTRODUCCIÓN

El objetivo de este estudio es evaluar la robustez de la cobertura del CTV y de la dosis en carótidas para distintas técnicas de tratamiento de la laringe considerando diferencias de posicionamiento rígidas y no rígidas.

### Materiales y métodos

Se incluyeron 10 pacientes inmovilizados usando máscaras termoplásticas cortas. Se contornearon el GTV, CTV, PTV y las carótidas. Se prescribieron 70 Gy normofraccionados. Se usó un protocolo de IGRT NAL5 + CBCT semanal sin correcciones para  $\Delta < 3$  mm. Independientemente de la técnica utilizada para el tratamiento, para cada paciente se prepararon 7 planes: 3DCRT y IMRT y VMAT con las siguientes zonas de "avoidance": ninguna, hombros (\*) y hombros y barbilla (\*\*). Los planes se optimizaron con Eclipse (versión 15.6.05, algoritmo AAA) para que la cobertura del PTV fuera D<sub>98</sub> >95%. Para cada

plan se creó un plan incertidumbre simulando movimientos rígidos de 5 mm en las direcciones principales. Se usaron los CBCT para recalcular la dosis de cada plan. Finalmente, para el plan tratado, se realizó un recálculo independiente basado en los "log files" y el CBCT y se realizó IVD a partir de la dosis de transmisión recogida con el EPID (7 3DCRT; 1 IMRT\*; 2 VMAT\*\*)

### RESULTADOS

La tabla 1 muestra el número de pacientes para los que el D<sub>98</sub> del CTV de todas las distribuciones del plan incertidumbre o de todos los recalculos sobre CBCT están dentro del intervalo  $D_{98}^{plan} / pm X\%$  donde  $D_{98}^{plan}$  es el correspondiente a la planificación para cada técnica y paciente.

La Fig. 1a) muestra la robustez de la reducción de dosis en carótidas para las técnicas moduladas comparadas con la 3DCRT.

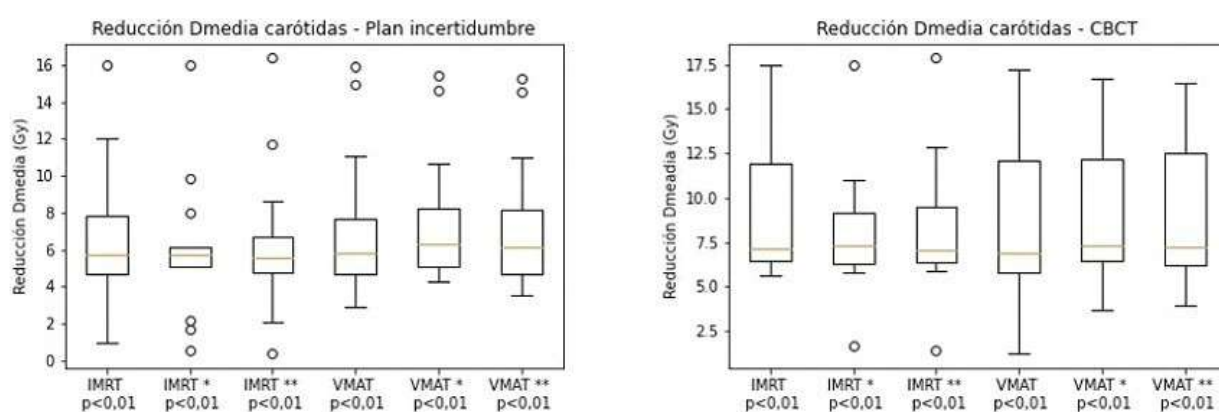
Las diferencias entre Eclipse y la IVD y el recálculo independiente se muestran en la Fig. 1b) y c)



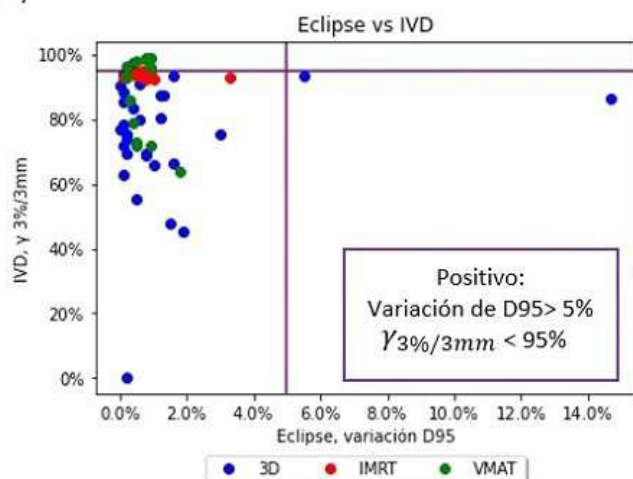
|                    | $D_{98}^{plan} \pm (\%)$ | 3D | IMRT |    |    | VMAT |   |    |
|--------------------|--------------------------|----|------|----|----|------|---|----|
|                    |                          |    |      | *  | ** |      | * | ** |
| Plan incertidumbre | 3                        | 7  | 6    | 9  | 10 | 4    | 5 | 4  |
|                    | 5                        | 10 | 10   | 10 | 10 | 6    | 7 | 5  |
| Recálculo CBCT     | 1                        | 4  | 1    | 2  | 2  | 0    | 2 | 1  |
|                    | 2                        | 6  | 3    | 6  | 3  | 4    | 6 | 3  |
|                    | 3                        | 7  | 4    | 7  | 7  | 5    | 7 | 8  |
|                    | 5                        | 8  | 8    | 8  | 8  | 8    | 8 | 9  |

**Tabla 1.** Número de pacientes para los que el D98 del CTV de todas las distribuciones del plan incertidumbre o de todos los recalculos sobre CBCT estan dentro del intervalo  $D_{98}^{plan} \pm X\%$

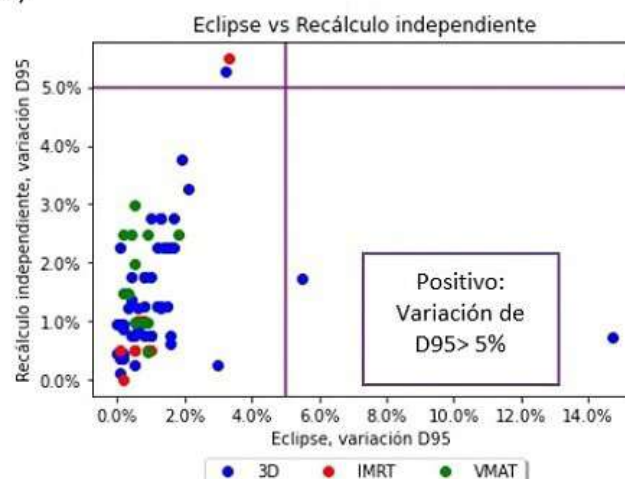
a)



b)



c)



**Figura 1.** a) Reducción Dmedia en carótidas para las técnicas moduladas vs 3DCRT. Concordancia entre Eclipse y IVD (b) y recálculo independiente (c).

## DISCUSIÓN

Las técnicas moduladas permiten reducir la dosis media en carótidas, siendo esta robusta para movimientos rígidos y no rígidos. Considerando movimientos rígidos, la robustez en la cobertura del CTV es mejor para IMRT\*\*. Para no rígidos es parecida en todas las técnicas considerando un de 2% de variación en la cobertura, para las técnicas moduladas mejora al añadir una zona de "avoidance" en los hombros.



La IVD muestra un gran porcentaje de falsos positivos (3DCRT, IMRT: >90%, VMAT: 50%), debidos a la posición de los hombros en la salida del haz. El recálculo independiente coincide con el recálculo sobre CBCT de Eclipse (concordancia >90%). Las diferencias se atribuyen a discrepancias en el contorneado del body y diferencias entre los algoritmos de cálculo de dosis.

## CONCLUSIÓN

El uso de técnicas moduladas permite una disminución robusta de la dosis en carótidas manteniendo la robustez en la cobertura del CTV respecto a la técnica 3DCRT. Para poder estimar la robustez de la planificación a cambios anatómicos la simulación de movimientos rígidos no es una buena aproximación.

La posición de los hombros en la salida del haz representa un problema para realizar IVD, pero un recálculo independiente en los CBCT mediante "log files" es un buen método para controlar movimientos interfacción.

# IMPLICACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA UTILIZACIÓN DE LA GUÍA DE LA ESTRO PARA MAMAS CON IMPLANTES

Lizondo Gisbert, M. (1); Lorenzo Rodríguez, Á. (2); Almendros Sanchez, S. (1); Ambroa Rey, E. (1); Garcia-Miguel Quiroga, J. (1); Navarro Giménez, D. (1); Valdivielso López, T. (1); Infestas Maderuelo, Á. (3); Ramirez Muñoz, A. (3); Gallardo Cortiñas, Ú. (1); Amat de los Ángeles, D. (1); Lopez Muñoz, A. (1); Frontera Sola, G. (1); Peralta Adina, A. (1); Parcerisa Torné, M. (3); Pujol Badia, R. (3); Colomer Truyols, M. (1)

(1) Hospital de Terrassa, (2) Hospital de Terrassa, (3) Hospital de Manresa

PALABRAS CLAVE: IMPLANTE MAMARIO, VMAT, 3DCRT, MAMA

## INTRODUCCIÓN

A raíz de las guías publicadas por la ESTRO para la delineación del PTV en pacientes de cáncer de mama con implantes<sup>1</sup>, surge el debate de si se debe minimizar al máximo la dosis recibida por el implante que ya no forma parte del PTV. Este estudio pretende cuantificar cuánto varía la reducción de dosis al implante dependiendo de la técnica utilizada así como que implicación tiene para otros OARs.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio retrospectivo se han utilizado los TCs de siete pacientes con implantes retropectorales tratadas de cáncer de mama derecha en nuestra institución (dosis de prescripción, Dp, 40.05Gy). La segmentación se ha realizado por el mismo oncólogo radioterápico siguiendo las guías de la ESTRO. Posteriormente se han planificado con Monaco(v.5.51.10, ElektaInc) con técnica 3DCRT y VMAT mediante un algoritmo CollapseCone y MonteCarlo(XVMC v1.6) respectivamente, intentando conseguir en cada caso la mejor planificación posible. Las planificaciones han sido realizadas por duplicado por dos radiofísicos para evitar sesgos en la planificación.

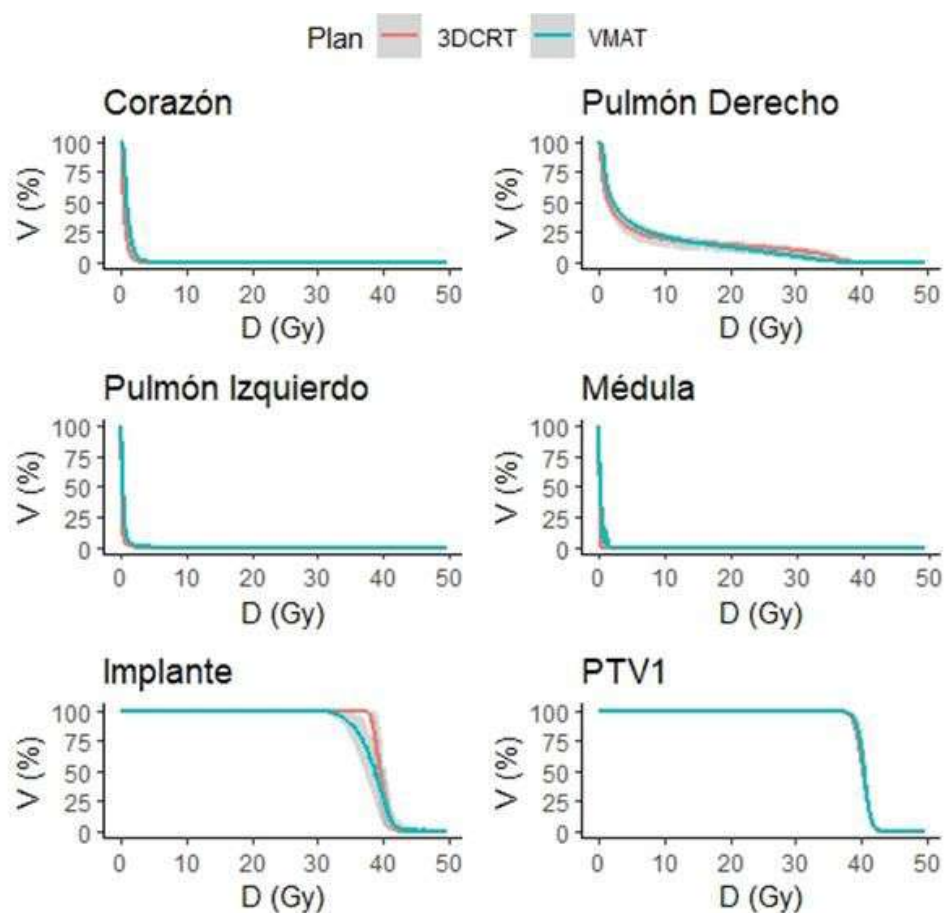
De las planificaciones obtenidas se han extraído los DVHs de PTV1 (mama) y los siguientes OARs: pulmón derecho e izquierdo, implante, corazón y médula. Se han comparado estadísticamente mediante el test Kolmogorov-Smirnov (estadísticamente significativo para  $p < 0.05$ ). Así mismo se han comparado las dosis medias (Dm) del implante y del PTV1 (Dm que habría recibido el implante en caso de considerarlo como parte del PTV1) con las técnicas 3DCRT/VMAT. Se ha utilizado el Wilcoxon signed-rank test (estadísticamente significativo para  $p < 0.05$ ).

## RESULTADOS

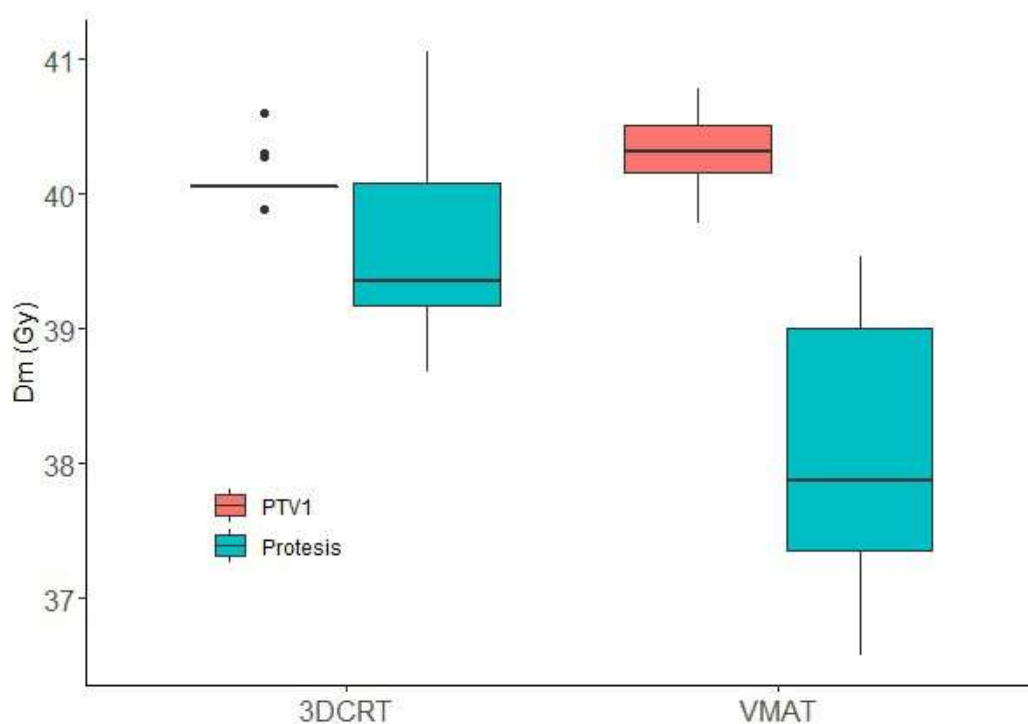
Se han realizado 28 planificaciones (14 en 3DCRT y 14 en VMAT) obteniéndose gráficas comparativas entre las técnicas 3DCRT y VMAT de los DVHs para OARs y PTV1 (FIGURA 1).

En la FIGURA 2 observamos la diferencias entre la Dm al PTV y al implante tanto para técnica 3DCRT como para VMAT. La mediana de las Dm ha sido la siguiente: 40.1Gy, 40.3Gy, 39.3Gy y 37.9Gy respectivamente.





**Figura 1.** DVHs para OARs y PTV1 con planificación 3DCRT y VMAT. Se muestra en sombreado la variabilidad de los planes obtenidos (valores entre el 10% y el 90%) y en línea continua la media de las planificaciones de cada técnica.



**Figura 2.** Boxplot comparación entre la dosis media ( $D_m$ ) recibida por el PTV y el implante mamario para técnica 3DCRT y VMAT.



## DISCUSIÓN

En los órganos alejados del PTV1: corazón, pulmón izquierdo y médula, la planificación con técnica 3DCRT ha proporcionado dosis ligeramente inferiores.

En pulmón derecho las dosis bajas aumentan con una planificación VMAT mientras que disminuyen las dosis altas. En el PTV1 la cobertura con 3DCRT es ligeramente inferior que con VMAT.

El implante planificado con VMAT recibe menos dosis. La mediana de la Dm del implante en el caso de 3DCRT/VMAT es 1Gy/2Gy menor que la Dp.

Las diferencias son significativas en todos los casos.

## CONCLUSIONES

Según este estudio las ventajas dosimétricas de utilizar una técnica VMAT son limitadas, ya que aumenta la complejidad de la planificación así como las dosis bajas sin un beneficio clínicamente claro. La Dm recibida por el implante planificado con 3DCRT es menor con las nuevas guías simplemente al no incluirlo como PTV y no forzar su cobertura dosimétrica.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> KAIDAR-PERSON O. ET AL. ESTRO ACROP CONSENSUS GUIDELINE FOR TARGET VOLUME DELINEATION IN THE SETTING OF POSTMASTECTOMY RADIATION THERAPY AFTER IMPLANT-BASED IMMEDIATE RECONSTRUCTION FOR EARLY STAGE BREAST CANCER. *RADIOTHERONCOL.* 2019 AUG; 137:159-166.

# CÁLCULO DE DOSIS EN AGUA Y MEDIO: COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA

Zabala Padilla, J. (1); Lorenzo Rodríguez, Á. (2); Lizondo Gisbert, M. (2); Ambroa Rey, E. (2); Garcia-Miguel Quiroga, J. (2); Valdivielso López, T. (2); Navarro Giménez, D. (2); Ramirez Muñoz, A. (3); Infestas Maderuelo, Á. (3); Gallardo Cortiñas, Ú. (2); López Muñoz, A. (2); Amat de los Ángeles, D. (2); Peralta Adina, A. (2); Frontera Sola, G. (2); Pujol Badia, R. (3); Parcerisa Torné, M. (3); Colomer Truyols, M. (2)  
(1) Universitat Autònoma de Barcelona, (2) Hospital de Terrassa, (3) Hospital de Manresa

PALABRAS CLAVE: VMAT

## INTRODUCCIÓN

Los nuevos algoritmos de cálculo de los planificadores permiten calcular la deposición de dosis tanto en medio como en agua. Actualmente no existe un consenso sobre qué debería ser utilizado. El objetivo de este trabajo es analizar las diferencias dosimétricas entre ambos cálculos para dos localizaciones: cabeza y cuello (ORL) y próstata con un algoritmo Monte Carlo (MC).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han escogido 5 planes de próstata y 5 de ORL planificados con VMAT. Los planes han sido generados usando un algoritmo MC (XVMC v1.6) con el sistema de planificación Monaco (v5.51.10, Elekta Inc) calculándose para el mismo plan la deposición de dosis en agua y en medio. Se han exportado los histogramas dosis-volumen (DVH) de los PTVs y OARs de todos ellos.

Para tratar de cuantificar la similitud o diferencia entre las curvas, se ha aplicado el test de Kolmogorov-Smirnov en el conjunto de cálculo dosis medio-agua de cada plan (estadísticamente significativo para  $p < 0.05$ ). Por último, se han comparado las dosis del 95% y el 107% de los PTVs (PTV1 y su boost PTV1.1).

## RESULTADOS

En la FIGURA 1 se pueden ver las curvas medias calculadas en agua y medio (azul y rojo, respectivamente) junto con las incertidumbres correspondientes (parte sombreada) y los valores de p obtenidos para cada caso. Únicamente se muestran los gráficos de mandíbula y PTV1.1 que corresponden a la patología de ORL, ya que ha sido donde se han observado diferencias más significativas. Para el resto de OARs/PTVs, tanto en ORL como en próstata, no se han observado diferencias significativas entre las curvas.

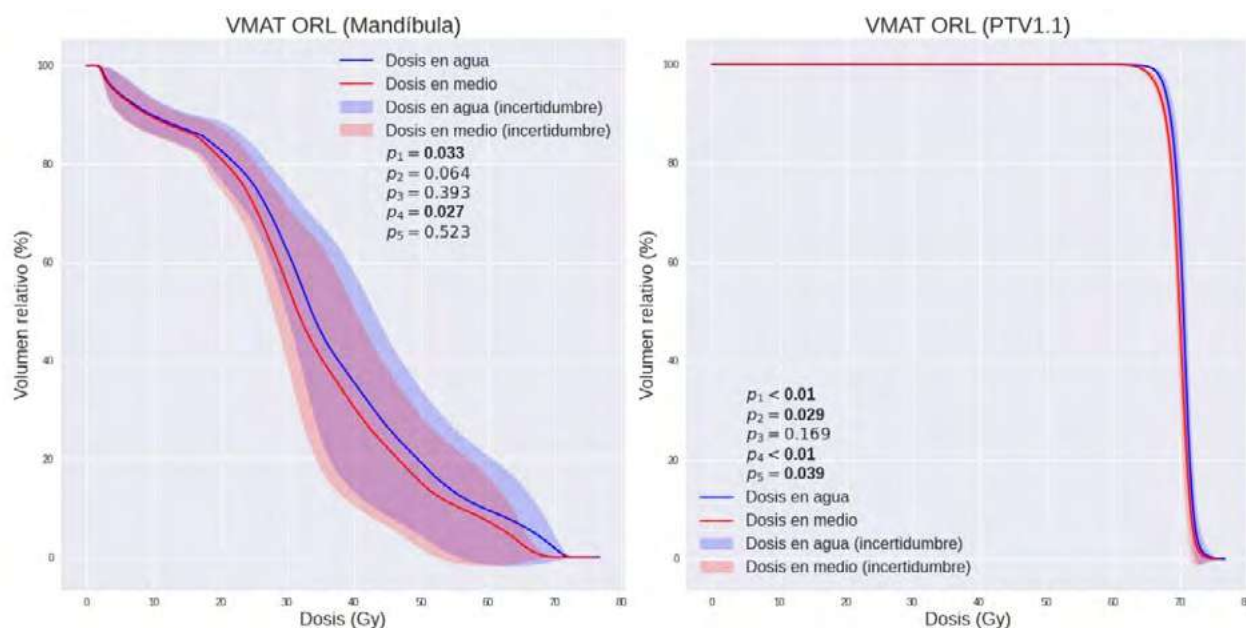


Figura 1: Curvas medias calculadas en agua y medio y valores de  $p$  obtenidos en los casos de mandíbula y PTV1.1 de ORL.

En la TABLA 1 se muestran los valores del volumen relativo que recibe el 95% y 107% de la dosis prescrita para los PTVs.

|                     |                   | 95% dosis   |              | 107% dosis  |              |
|---------------------|-------------------|-------------|--------------|-------------|--------------|
|                     |                   | AGUA (%vol) | MEDIO (%vol) | AGUA (%vol) | MEDIO (%vol) |
| PRÓSTATA (60.00 Gy) |                   | 99.23       | 99.19        | 0.00        | 0.00         |
| ORL                 | PTV1 (54.12 Gy)   | 98.15       | 97.66        | 55.45       | 54.89        |
|                     | PTV1.1 (69.96 Gy) | 98.50       | 95.86        | 0.23        | 0.01         |

Tabla 1: Valores del volumen relativo que recibe el 95 % y 107 % de la dosis prescrita, para los PTVs de cada caso.

## DISCUSIÓN

En todos los casos estudiados, el cálculo de dosis en agua es superior al cálculo en medio (como se aprecia en la FIGURA 1). Aunque solo se han observado diferencias significativas en el caso de mandíbula y PTV1.1 del ORL, y no en todos los pacientes. Esto puede ser debido a la proximidad del hueso (mandíbula) al PTV1.1. En general, suele haber más diferencia entre las curvas en la región de dosis altas.

Se puede observar que el volumen de PTVs que recibe el 95% y 107% de la dosis prescrita es mayor en agua en todos los casos (TABLA 1).

## CONCLUSIÓN

La deposición de dosis calculada en agua es generalmente mayor, siendo estas diferencias más significativas en aquellas zonas donde hay hueso. Por otra parte la diferencia entre curvas de los DVHs es más notable a dosis altas.



Según este estudio y acorde a la bibliografía publicada, las diferencias entre los cálculos deposición de dosis en agua y medio pueden ser clínicamente relevantes en localizaciones donde haya estructuras óseas implicadas y los PTVs u OARs estén cerca de su límite de tolerancia.

## EVOLUCIÓN DOSIMÉTRICA PARA LA IRRADIACIÓN LINFÁTICA TOTAL PEDIÁTRICA: EXPERIENCIA EN UN SOLO HOSPITAL

Ferrer Gracia, C. (1); Huertas Martínez, C. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Sánchez López, R. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: ILT, VMAT, TOMOTERAPIA, 3DCRT

### INTRODUCCIÓN

La irradiación linfática total (TLI) es un régimen de acondicionamiento en el trasplante alogénico de células madre hematopoyéticas (HSCT), que puede reducir las toxicidades a largo plazo atribuidas a otras técnicas, como la irradiación corporal total (TBI). En nuestro centro se comenzó planificando los tratamientos de TLI con la técnica 3D conformada (3DCRT), posteriormente se cambió a la técnica VMAT utilizando una plantilla que daba buenos resultados y finalmente se decidió tratar con una Tomoterapia Helicoidal (TH). En este trabajo se muestran las diferencias dosimétricas básicas observadas en el hospital entre las tres técnicas.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron los tratamientos de 15 pacientes pediátricos. Estos se prescribieron a 8 Gy en 4 fracciones, y se planificaron para un acelerador Elekta Infinity con un colimador Agility de 160 láminas. Para la planificación de 3DCRT se utilizó el TPS XiO (v. 5.00.01) mientras que para VMAT se utilizó el TPS Elekta Monaco (v. 5.11.02). Los mismos pacientes se planificaron para una TH HD con el TPS Accuray Precision (v. 2.0.1.1). Ambos aceleradores tienen 6 MV de energía nominal. La Planificación de 3DCRT se realizó utilizando la técnica 2 campos anterior y posterior paralelos y opuestos, divididos en un campo supradiaphragmático y un campo infradiaphragmático en forma de Y invertida con los tejidos no linfoides protegidos. Con Mónaco se planificaron 2 semiarcos y 2 isocentros, se utilizó una única función de coste denominada "conformality" para conformar la dosis, mientras que en el tratamiento planificado con tomoterapia se crearon múltiples volúmenes auxiliares y se utilizaron varias funciones de coste para cada uno de ellos, lo que hace más compleja esta planificación. El objetivo de dosis es que el 100% del PTV esté cubierto por al menos el 95% de la dosis prescrita. Se comparan los índices de conformidad (CI) y homogeneidad (HI), dosis integral incluyendo y sin incluir el PTV (ID/ID(NTT)), unidades de monitor y tiempo de haz, así como las dosis medias a OAR.

### RESULTADOS

El requisito de cobertura del PTV se cumplió para las 3 técnicas planificación del tratamiento siendo ligeramente superior para VMAT (96.6%) frente a TH (95%) y 3DCRT (95.5%). Los resultados obtenidos se muestran en las tablas 1 y 2.

TABLA 1. Comparación de parámetros

| Parámetro           | 3DCRT          | VMAT            | TH             |
|---------------------|----------------|-----------------|----------------|
| CI                  | 2.95 ± 0.72    | 1.31 ± 0.10     | 1.20 ± 0.08    |
| HI                  | 0.18 ± 0.05    | 0.13 ± 0.04     | 0.09 ± 0.05    |
| ID (cGy)            | 286.37 ± 7.69  | 324.15 ± 40.39  | 356.56 ± 53.38 |
| ID(NTT) (cGy)       | 248.4 ± 40.10  | 282.10 ± 40.42  | 318 ± 38.49    |
| UM                  | 389.36 ± 95.37 | 2603.80 ± 699.5 | N/A            |
| Tiempo de haz (min) | 10 ± 2         | 13.7 ± 2.5      | 11.3 ± 2.5     |



TABLA 2. Comparación de dosis medias recibidas por los órganos de riesgo (OAR)

| OAR                  | Dmedia          |                 |                |
|----------------------|-----------------|-----------------|----------------|
|                      | 3DCRT           | VMAT            | TH             |
| Cabeza femoral dcha. | 552.55 ± 45.09  | 452.21 ± 99.06  | 446.59 ± 97.58 |
| Corazón              | 723.27 ± 45.25  | 545.34 ± 81.11  | 527.14 ± 92.61 |
| Esófago              | 776 ± 13.65     | 810.39 ± 19.61  | 804.07 ± 15.49 |
| Estómago             | 796 ± 6.93      | 680.98 ± 79.12  | 655.71 ± 33.17 |
| Hígado               | 284.40 ± 38.43  | 284.40 ± 38.43  | 337.19 ± 97.25 |
| Intestino            | 489.05 ± 67.53  | 414.00 ± 46.73  | 454.43 ± 66.16 |
| Laringe              | 652.93 ± 216.75 | 753.28 ± 39.49  | 727.85 ± 68.82 |
| Mandíbula            | 472.35 ± 102.32 | 683.10 ± 112.06 | 674.54 ± 83.83 |
| Médula espinal       | 768.63 ± 69.53  | 540.43 ± 91.62  | 466.20 ± 77.09 |
| Pulmónes             | 531.30 ± 103.30 | 501.14 ± 72.30  | 545.67 ± 90.08 |
| Recto                | 777.50 ± 12.35  | 604.29 ± 99.50  | 575.10 ± 83.12 |
| Riñón dcho.          | 221.53 ± 101.60 | 391.14 ± 62.39  | 314.81 ± 54.22 |
| Riñón izdo.          | 678.07 ± 189.45 | 557.77 ± 61.76  | 553.14 ± 86.79 |
| Tiroides             | 767.67 ± 30     | 778.34 ± 33.23  | 751.07 ± 85.04 |
| Vejiga               | 770.70 ± 50.63  | 543.19 ± 80.16  | 534.06 ± 70.59 |

## DISCUSIÓN

La planificación con TH mostró una mejor conformidad y homogeneidad en la distribución de dosis en comparación con la planificación con VMAT o 3DCRT. La ID aumenta conforme más tejido sano es irradiado. El tiempo de irradiación aumenta con VMAT por estar planificado con 2 isocentros y arcos de ida y vuelta. Algunos OAR mejoran con 3DCRT al no ser atravesados por la radiación.

## CONCLUSIONES

Con TH se mejora la conformación del tratamiento y no se necesita desplazamientos de mesa ni solapamiento de campos, lo que disminuye las incertidumbres y se presenta como la opción óptima para la ILT.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SCHULTHEISS TE, WONG J, LIU A, OLIVERA G, SOMLO G. IMAGE-GUIDED TOTAL MARROW AND TOTAL LYMPHATIC IRRADIATION USING HELICAL TOMOTHERAPY. INT J RADIAT ONCOL BIOL PHYS. 2007;67(4):1259-1267. DOI:10.1016/j.ijrobp.2006.10.047
- <sup>2</sup> MANCOSU P, COZZI L, MUREN LP. TOTAL MARROW IRRADIATION FOR HEMATOPOIETIC MALIGNANCIES USING VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY: A REVIEW OF TREATMENT PLANNING STUDIES. PHYS IMAGING RADIAT ONCOL. 2019;11:47-53. DOI:10.1016/j.phro.2019.08.001





## IMPLEMENTACIÓN DE LA TÉCNICA DIBH EN NUESTRO SERVICIO: ELECCIÓN DEL PACIENTE

Rincón Pérez, M. (1); Morcillo García, A. B. (1); Vara Santos, J. C. (1); Gómez-Tejedor Alonso, S. (1); Penedo Cobos, J. M. (1); Martín Gómez, S. (1); Martínez Felipe, A. (1); García Castejón, M. Á. (1); Azinovic Gamo, I. (1)

(1) Hospital Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: DIBH, SGRT, MAMA IZQUIERDA, ELECCIÓN DEL PACIENTE.

### INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

La técnica DIBH (inspiración forzada) permite reducir la dosis cardíaca en irradiaciones de la mama izquierda. Sin embargo, no todos los pacientes son candidatos idóneos o el beneficio obtenido es mínimo.

### OBJETIVO

Analizar su implementación usando SGRT (surface guided radiotherapy) para el posicionamiento del paciente así como la selección adecuada de los mismos.

### MATERIAL Y MÉTODO

Han sido seleccionadas 16 pacientes con cáncer de mama izquierda para radioterapia con DIBH.

Se les entregó un folleto explicativo insistiendo en la importancia del entrenamiento de la respiración en los días previos al TAC.

Se les hizo dos TACs cada 3mm en supino con el inmovilizador CONFORTTORAX de Siho: uno en respiración libre (FB) y otro en DIBH.

Para el TAC en DIBH se usó el módulo SimRT de VISIONRT, que permite la monitorización del movimiento respiratorio en tiempo real, y el Real Time Coach display (RTC), donde la paciente puede ver la amplitud de su inspiración forzada lograda.

Se realizaron 3 ensayos con cada paciente y se evaluó la reproducibilidad e idoneidad de dicha inspiración, que debe poder mantenerse al menos los 20s que dura el estudio.

Se planificó con Monaco una DMLC con 5 campos de 6MV excepto las mamas con áreas ganglionales en las que se utilizó un semiarco con VMAT. Se prescribieron 15 sesiones de 267 cGy que en algunos casos se completó hasta 45 o 48 Gy con un boost integrado.

El posicionamiento diario se realizó con SGRT a partir de la superficie en FB y se verificó con un CBCT en DIBH.

Para el control intrafracción se usó el sistema de interrupción automática Response (Elekta) con tolerancias de 3mm en traslaciones y 0.5° en rotacionales.

Se anotaron los tiempos de duración de los tratamientos una vez posicionados correctamente así como el número de interrupciones realizadas por el paciente.

### RESULTADOS

De las 16 pacientes, dos fueron descartadas: una antes del TAC porque no mantuvo una inspiración superior a 15s y otra en el acelerador porque no podía reproducir la inspiración conseguida en el TAC. Ambas se trataron en FB.

El resto fue capaz de mantener una inspiración superior a 25 s. con una amplitud respecto a la basal mayor a 5mm (> 10mm en el 47%)

Se consiguió una Dmedia < 2.4Gy y un V10coronarias <7%, cumpliendo ampliamente lo propuesto por la RTOG 1005 (Dmedia <3.2 Gy, V10<25%). Esta diferencia es más acentuada en mamas exclusivas.

Los tiempos en el TAC fueron superiores a los habituales debido al entrenamiento con el paciente. En el acelerador los tiempos de tratamiento fueron similares a los de la técnica habitual ( $\leq 15$ min) excepto el primer día que fueron superiores a 20min en 5 casos (36%)

Los pacientes con DMLC recibieron el tratamiento sin interrupciones mientras que los VMAT interrumpieron  $\leq 2$  veces excepto 1 que lo hizo 3 veces.





| Pacientes seleccionados para DIBH (N=16) |                               | Número                           |                               |
|------------------------------------------|-------------------------------|----------------------------------|-------------------------------|
| Edad media                               | 49 (34-57)                    |                                  |                               |
| Técnica DIBH                             | si                            | 14                               |                               |
|                                          | no                            | 2                                |                               |
| Localización                             | solo mama exclusiva           | 10                               |                               |
|                                          | mama+ areas ganglionares      | 6                                |                               |
| Mastectomizadas                          | Si                            | 2                                |                               |
|                                          | No                            | 14                               |                               |
| Dosis total (Gy)                         | 40.05                         | 5                                |                               |
|                                          | 45                            | 3                                |                               |
|                                          | 48                            | 6                                |                               |
| Técnica de tto                           | DMLC                          | 6                                |                               |
|                                          | VMAT                          | 7                                |                               |
| Amplitud de la inspiracion               | <10mm, >5mm                   | 8                                |                               |
|                                          | >10mm                         | 7                                |                               |
| Nº interrupciones durante el tto         | 1                             | 5                                |                               |
|                                          | 2                             | 2                                |                               |
|                                          | 3                             | 1                                |                               |
|                                          | El nº de campos               | 6                                |                               |
| Tiempos medios de irradiación            | >15min                        | 1                                |                               |
|                                          | 12 min(8-15) (≤15min)         | 13                               |                               |
| Tiempos medio del primer día             | 14min (12-15)<20min           | 9                                |                               |
|                                          | 23 min (20-29)>20min          | 5                                |                               |
| Características dosimétricas (N=15)      | D <sub>mean</sub> corazón(Gy) | D <sub>mean</sub> coronarias(Gy) | V <sub>10</sub> coronarias(%) |
| 48Gy                                     | 1.7±0.7                       | 10.4±4.3                         | 0.3±0.6                       |
| 45Gy                                     | 1.7±0.6                       | 20.6±15.1                        | 3.7±5.5                       |
| 40.05 Gy (áreas ganglionales afectas)    | 2.3±0.9                       | 20.0±8.6                         | 6.5±8.8                       |

## CONCLUSIÓN

DIBH con SGRT es una técnica fundamental en el tratamiento radioterápico de cáncer de mama izqda. La elección de los pacientes juega un papel muy importante.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> EVALUATION OF TARGET AND CARDIAC POSITION DURING VISUALLY MONITORED DEEP INSPIRATION BREATH-HOLD FOR BREAST RADIOTHERAPY". L. CONROY, R. YEUNG, E. WATT, S. QUIRK, K. LONG, A. HUDSON, T. PHAN, AND W. L. SMITH. APPL CLIN MED PHYS 17 (4) 2016
- <sup>2</sup> SELECTION OF PATIENTS WITH LEFT BREAST CANCER FOR DEEP-INSPIRATION BREATH-HOLD RADIOTHERAPY TECHNIQUE: RESULTS OF A PROSPECTIVE STUDY". REP PRACT ONCOL RADIOTHER 22(5) (2017) 341-348
- <sup>3</sup> DEEP-INSPIRATIONAL BREATH-HOLD (DIBH) TECHNIQUE IN LEFT-SIDED BREAST CANCER: VARIOUS ASPECTS OF CLINICAL UTILITY". S. GAÁL, Z. KAHÁN, V. PACZONA, R. KÓSZÓ, R. DRENCSENYI, J. SZABÓ, R. RÓNAI, T. ANTAL, B. DEÁK, Z. VARG. RADIATION ONCOLOGY 16 (89) (2021)

# BENEFICIOS DOSIMÉTRICOS DE LA TÉCNICA DE INSPIRACIÓN FORZADA (DIBH) EN CÁNCER DE MAMA IZQUIERDA

Rincón Pérez, M. (1); Penedo Cobos, J. M. (1); Gómez-Tejedor Alonso, S. (1); Martín Gómez, S. (1); Morcillo García, A. B. (1); Vara Santos, J. C. (1); Martínez Felipe, A. (1); García Castejón, M. Á. (1); Azinovic Gamio, I. (1)  
(1) Hospital Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: DIBH, DOSIMETRÍA, CORAZÓN, CORONARIAS,

## INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

El riesgo de aparición de una enfermedad cardiovascular en pacientes con cáncer de mama izquierda tratados con Radioterapia no es, hoy día, nada despreciable. Según datos clínicos, por cada 1 Gy de más en la dosis media de corazón aumenta el riesgo de eventos coronarios mayores en un 7.4%.



Teniendo en cuenta que estos pacientes tienen una larga supervivencia, ha sido importante la aparición reciente de la técnica de inspiración forzada (DIBH) que minimiza esta incidencia.

El objetivo de este trabajo fue comparar los indicadores dosimétricos relacionados con la toxicidad cardíaca en los tratamientos DIBH respecto a respiración libre (FB) en los tratamientos radioterápicos del cáncer de mama izquierda.

## MATERIAL Y MÉTODO

En los últimos 4 meses un total de 9 mujeres de 50 años de media (34-60) con cáncer de mama izquierda se han tratado con DIBH en nuestro servicio: 4 han recibido tratamiento exclusivo de la mama con sobreimpresión y 5 recibieron tratamiento locorregional.

Se les hizo dos TAC en supino con el inmovilizador CONFORTTORAX de Siho con cortes cada 3mm: uno en FB para el posicionamiento inicial en el acelerador y otro en DIBH con el módulo de VisionRT SimRT y el Real Time Coach display (RTC). Esta plataforma monitoriza en tiempo real el movimiento respiratorio del paciente y permite conocer la amplitud de la inspiración forzada lograda.

Se prescribió un hipofraccionamiento moderado (15\*267 cGy/sesión) que en algunos casos se completó hasta 45 Gy o 48 Gy para el boost integrado.

Todos los pacientes se planificaron 2 veces con Monaco v. 5.10.02: una en el TAC en FB y otra en el de DIBH. Ambas se optimizaron tal que la isodosis del 95% cubriera al menos el 99% de los PTVs y se cumplieran los constraints propuestos por la RTOG 1005 relativos al corazón y coronarias.

Dichas planificaciones consistieron en 5 campos de DMLC con fotones de 6MV en las mamas exclusivas y de un semiarco de VMAT en las pacientes con áreas ganglionares axilares afectas.

Se compararon las dosis medias en corazón y pulmón ipsilateral así como Dmax y V10 de coronarias en ambas planificaciones para cada paciente.

Se realizó el test T-Student para muestras dependientes y se calculó el valor p.

## RESULTADOS

En las Tablas se muestran, por un lado, la selección de los pacientes del estudio y por otro, las diferencias dosimétricas porcentuales entre las técnicas FB y DIBH.

Todos los indicadores dosimétricos se redujeron significativamente ( $p < 0.05$ ) con la técnica DIBH. La dosis media de corazón y la dosis máxima en las coronarias disminuyeron en casi un 50% mientras que la dosis media del pulmón ipsilateral lo hizo en casi un 15%.

El V10 de las coronarias se redujo hasta un 84% de media.

| Pacientes del estudio(N=9) |                          | Número |
|----------------------------|--------------------------|--------|
| Edad media                 | 50 (34-60)               |        |
| Localización               | sólo mama exclusiva      | 4      |
|                            | mama+ áreas ganglionares | 5      |
| Dosis total (Gy)           | 48                       | 2      |
|                            | 45                       | 4      |
|                            | 40.05                    | 3      |
| Técnica de tto             | DMLC                     | 4      |
|                            | VMAT                     | 5      |

| Comparación dosimétrica entre FB y DIBH (%) |             | p      |
|---------------------------------------------|-------------|--------|
| D <sub>media</sub> corazón                  | (48.9±17.4) | <0.001 |
| D <sub>máx</sub> coronarias                 | (47.9±26.1) | <0.001 |
| V <sub>10</sub> coronarias                  | (84±23)     | <0.001 |
| D <sub>media</sub> pulmón izqdo             | (14.9±16.4) | <0.05  |

## CONCLUSIÓN

La técnica DIBH contribuye a reducir las dosis en corazón y coronarias en los tratamientos de Radioterapia en cáncer de mama izqda. Por lo tanto, es una buena opción para pacientes jóvenes con una esperanza de vida alta o que poseen alguna patología cardíaca.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DOSIMETRIC ANALYSIS OF DEEP INSPIRATORY BREATH-HOLD TECHNIQUE (DIBH) IN LEFT-SIDED BREAST CANCER RADIOTHERAPY AND EVALUATION OF PRE-TREATMENT PREDICTORS OF CARDIAC DOSES FOR GUIDING PATIENT SELECTION FOR DIBH". S. FERDINAND, M. MONDAL, S. MALLIK, J. GOSWAMI, S. DAS, K. S. MANIR, A. SEN, S. PALIT, P. SARKAR, S. MONDAL, S. DAS, B. PAL. TECHNICAL INNOVATIONS & PATIENT SUPPORT IN RADIATION ONCOLOGY 17 (2021) 25-31
- <sup>2</sup> RISK OF ISCHEMIC HEART DISEASE IN WOMEN AFTER RADIOTHERAPY FOR BREAST CANCER". S.C. DARBY, M. EWERTZ, P. MC GALE, A.M. BENNET, U. BLOM-GOLDMAN, D. BRONNUM. N ENGL J MED (11) 2013 987-998.
- <sup>3</sup> DEEP-INSPIRATIONAL BREATH-HOLD (DIBH) TECHNIQUE IN LEFT-SIDED BREAST CANCER: VARIOUS ASPECTS OF CLINICAL UTILITY". S. GAÁL, Z. KAHÁN, V. PACZONA, R. KÓSZÓ, R. DRENCSENYI, J. SZABÓ, R. RÓNAI, T. ANTAL, B. DEÁK, Z. VARG. RADIATION ONCOLOGY 16 (89) (2021)

# EVALUACIÓN DE LA OPTIMIZACIÓN MULTICRITERIA HÍBRIDA EN LA GENERACIÓN DE PLANES DE VMAT

Ronda Peñacoba, S. (1); De la Llana Granja, V. (1); Fuentesmilla Urío, N. (1); Pérez Gómez, F. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Miquelez Alonso, S. (1) Hospital Universitario de Navarra

PALABRAS CLAVE: OPTIMIZACIÓN MULTICRITERIA

## INTRODUCCIÓN

El método de optimización multicriteria (MCO) proporciona al sistema de planificación de VMAT la posibilidad de trabajar con varias funciones objetivo, creando modelos matemáticos que permiten mapear un conjunto eficiente de soluciones y escoger la más óptima. Seleccionado el número de objetivos dosimétricos ( $n$ ), Eclipse (VMS, Siemens) optimiza  $3n+1$  planes, de manera que el tiempo de computación puede extenderse si los objetivos entran en conflicto dosimétrico. Las versiones más recientes del algoritmo MCO (Eclipse v.16.1) incluyen una aproximación híbrida IMRT-VMAT que reduce considerablemente la duración de la optimización. Este trabajo estudia cómo influye en el tiempo de computación y en el resultado clínico el número de objetivos y el algoritmo de MCO escogido, según sea híbrido o no.

## Materiales y métodos

La MCO híbrida genera planes con campos de IMRT, siendo más rápido de optimizar que planes de VMAT, gracias al desarrollo de algoritmos como el Fourier Transform Dose Calculation (FTDC) y el uso de la GPU. Partiendo de un plan original de VMAT de próstata y otro de pulmón, empleados como dosis intermedia en la MCO, se van incrementando los objetivos de compensación (desde  $n=4$  hasta 8). Una vez finalizado y registrado el tiempo de este cálculo, el planificador permite navegar por la base de soluciones posibles, mediante una interfaz gráfica. Tras escoger la más óptima, se analizan los valores de las metas clínicas en los órganos de riesgo más comprometidos (vejiga y recto en la próstata; pulmón, corazón y médula en el pulmón).

## RESULTADOS

El resultado de los tiempos de computación requeridos para la optimización de los  $3n+1$  planes, se muestra en la FIGURA 1.



FIGURA 1: Tiempo, relativo al máximo en cada caso, requerido para la optimización según se emplee la aproximación híbrida o no.



La comparación de las dosimetrías obtenidas, normalizadas para cumplir con una cobertura del 95%, se muestra a continuación. El color rojo señala las metas clínicas que no se han alcanzado.

TABLA 1: Comparación de los parámetros dosimétricos obtenidos en las planificaciones.

| PULMÓN        |            | PTV  |        | Pulmones-CTV |       | Corazón |        | Médula |     |
|---------------|------------|------|--------|--------------|-------|---------|--------|--------|-----|
|               |            | D98% | D2%    | V20Gy        | V5Gy  | V40Gy   | Dmedia | D0cc   |     |
| Objetivo      |            | >93% | <110%  | <35%         | <65%  | <35%    | <20Gy  | <48Gy  | UM  |
| Plan original |            | 95   | 102,5  | 25,42        | 68,31 | 18,34   | 12,97  | 42,5   | 520 |
| MCO n=4       | No híbrida | 95   | 108,43 | 22,8         | 57,76 | 19,75   | 16,8   | 47,2   | 523 |
| MCO n=5       |            | 95   | 104,36 | 23,13        | 58,28 | 18,29   | 16,31  | 44,1   | 520 |
| MCO n=6       |            | 95   | 104,38 | 24,8         | 60,61 | 18,98   | 12,05  | 42,8   | 509 |
| MCO n=7       |            | 95   | 104,6  | 25,05        | 61,58 | 17,42   | 11,97  | 42,05  | 501 |
| MCO n=8       |            | 95   | 104,83 | 25,12        | 62,61 | 16,83   | 11,43  | 39,75  | 512 |
| MCO n=4       | Híbrida    | 95   | 102,48 | 24,58        | 65,89 | 19,21   | 13,99  | 45,44  | 520 |
| MCO n=5       |            | 95   | 106,27 | 24,06        | 62,34 | 19,71   | 16,08  | 46,47  | 532 |
| MCO n=6       |            | 95   | 106,13 | 24,42        | 65,41 | 15,98   | 9,47   | 44,19  | 549 |
| MCO n=7       |            | 95   | 105,94 | 24,59        | 65,32 | 15,95   | 9,7    | 44,16  | 540 |
| MCO n=8       |            | 95   | 107,39 | 24,05        | 65,39 | 13,96   | 8,35   | 38,67  | 587 |
| PRÓSTATA      |            | PTV  |        | Vejiga       |       | Recto   |        |        |     |
|               |            | D95% | D2%    | V52Gy        | V56Gy | V55Gy   | V40Gy  |        |     |
| Objetivo      |            | >95% | <107%  | <50%         | <35%  | <25%    | <40%   | UM     |     |
| Plan original |            | 95   | 100,39 | 59,72        | 56,31 | 23,47   | 35,4   | 634    |     |
| MCO n=4       | No híbrida | 95   | 104,17 | 58,54        | 55,25 | 25,66   | 37,34  | 653    |     |
| MCO n=5       |            | 95   | 104,41 | 55,42        | 52,08 | 23,45   | 35,04  | 656    |     |
| MCO n=6       |            | 95   | 104,4  | 57,57        | 54,41 | 17,32   | 26,67  | 656    |     |
| MCO n=7       |            | 95   | 104,48 | 57,67        | 54,54 | 17,47   | 26,6   | 654    |     |
| MCO n=8       |            | 95   | 104,5  | 57,86        | 54,68 | 17,43   | 26,79  | 656    |     |
| MCO n=4       | Híbrida    | 95   | 105,1  | 57,64        | 54,34 | 24,67   | 36,5   | 678    |     |
| MCO n=5       |            | 95   | 103,4  | 55,27        | 52,11 | 23      | 33,96  | 712    |     |
| MCO n=6       |            | 95   | 104,38 | 57,01        | 53,86 | 17,44   | 27,26  | 708    |     |
| MCO n=7       |            | 95   | 104,3  | 57,43        | 54,29 | 17,35   | 26,72  | 700    |     |
| MCO n=8       |            | 95   | 104,58 | 56,78        | 53,75 | 17,46   | 27,08  | 697    |     |

## DISCUSIÓN

Usando la MCO híbrida, el tiempo no se incrementa proporcionalmente al número de objetivos de compensación, como ocurre con la MCO convencional. La información dosimétrica cuantitativa obtenida no muestra una degradación clínicamente relevante en los planes que se calculan con la MCO híbrida, salvo para el caso del V5Gy del pulmón. Las diferencias se deben a que la optimización de planes IMRT se basa en fluencias de campos estáticos y usa algoritmos simplificados y más rápidos.

## CONCLUSIONES

La MCO es una herramienta muy útil y visual para evaluar qué consecuencias tiene ir variando parámetros en una planificación. La MCO híbrida permite reducir el tiempo de cálculo y da resultados dosimétricos similares a la optimización con VMAT. Es una buena opción cuando el número de objetivos de compensación es alto, pero se ha de tener en cuenta que el conjunto de soluciones puede diferir del plan VMAT final.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SPALDING M, WALSH A, CLARKE H, ALAND T. EVALUATION OF A NEW HYBRID VMAT-IMRT MULTI-CRITERIA OPTIMIZATION PLAN GENERATION ALGORITHM. MED DOSIM. 2020 SPRING;45(1):41-45. DOI: 10.1016/j.meddos.2019.05.002.
- <sup>2</sup> GUERRERO M, FELLOWS Z, MOHINDRA P, BADIYAN S, LAMICHHANE N, SNIDER JW, CHEN S. MULTICRITERIA OPTIMIZATION: SITE-SPECIFIC CLASS SOLUTIONS FOR VMAT PLANS. MED DOSIM. 2020 SPRING;45(1):7-13. DOI: 10.1016/j.meddos.2019.04.003.





## COMPARATIVA ENTRE SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN: ETHOS VS ECLIPSE.

De la Llana, V. (1); Fuentemilla, N. (1); Pellejero, S. (1); Mañeru, F. (1); Bragado, L. (1); Perez, F. (1); Lamaison, M. (1); Ronda, S. (1); Miquelez, S. (1); Fernandez, A. (1); Caudepon, F. (1)

(1) Hospital Universitario de Navarra

PALABRAS CLAVE: ETHOS, INTELIGENCIA ARTIFICIAL, OPTIMIZACIÓN, SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN(TPS)

### INTRODUCCIÓN

La puesta en marcha del primer acelerador en España con radioterapia adaptativa online basado en CBCT (ETHOS, Varian MS) ha permitido incorporar a nuestro centro un nuevo sistema de planificación (TPS) que calcula planes de forma automática mediante técnicas de inteligencia artificial (IA). Cada día de tratamiento, el sistema ETHOS optimiza un nuevo plan de intensidad modulada para ajustar el plan de tratamiento a la morfología diaria del paciente. El objetivo de este trabajo es intentar reproducir los resultados de los planes creados por ETHOS con ECLIPSE y analizar las diferencias.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para la comparación de los planes se busca reproducir la forma de trabajo de ETHOS utilizando las mismas prioridades en la plantilla de optimización de ECLIPSE (desde P1, mayor prioridad hasta P4, menor prioridad). El TPS ETHOS utiliza un algoritmo de inteligencia artificial (IOE) que guía la optimización. Para el cálculo se utilizó el algoritmo AcurosXB con resolución de 2.5 mm.

Se calcularon 5 pacientes de cáncer de recto con 3 técnicas: IMRT de 7 campos equidistantes (IMRT7), IMRT de 9 campos equidistantes (IMRT9) y VMAT de 2 arcos completos (VMAT2), un total de 15 planes por TPS. El fraccionamiento del tratamiento fue de 5 Gy por fracción durante 5 sesiones.

En el análisis de las diferencias entre los 2 planificadores se incluye el número de unidades monitor (MU), el tiempo de optimización + cálculo y la diferencia relativa entre los tamaños de campo (Tc). También se añade el factor de modulación (FM) para ambas técnicas. El FM tiene en cuenta el Tc y las UM para cada punto de control (CP):

$$FM = \frac{A_{total}}{\sum A_{CP}} \cdot \frac{MU_{total}}{\sum MU_{CP}}$$

A: Área.

Para la comprobación clínica del tratamiento se analizan los objetivos clínicos de cada plan.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 1 se puede ver los resultados de la comparativa. Para las IMRTs calculadas con ETHOS se obtiene un mayor número de UM mientras que el FM es considerablemente inferior que para las IMRTs calculadas con ECLIPSE. Para la técnica VMAT tanto las UM como el FM son más similares en ambos casos. El tiempo de optimización y cálculo es muy parejo para el caso de las IMRTs siendo considerablemente superior para el caso de VMAT2 con ETHOS. El Tc de las IMRTs fue un 17% y un 13% mayor para los casos optimizados con ECLIPSE siendo un 3% mayor para el caso de VMAT2.

| TPS   | MU         |            | FM          |             | Tiempo (min) |             | Comparativa Tc |
|-------|------------|------------|-------------|-------------|--------------|-------------|----------------|
|       | Ethos      | Eclipse    | Ethos       | Eclipse     | Ethos        | Eclipse     |                |
| IMRT7 | 3275 ± 171 | 2601 ± 246 | 1.63 ± 0.08 | 2.93 ± 0.23 | 2.35 ± 0.14  | 2.38 ± 0.10 | 1.17 ± 0.06    |
| IMRT9 | 3441 ± 349 | 2713 ± 275 | 1.76 ± 0.07 | 3.61 ± 0.31 | 2.70 ± 0.15  | 2.79 ± 0.16 | 1.13 ± 0.05    |
| VMAT2 | 2268 ± 154 | 2069 ± 254 | 1.04 ± 0.04 | 1.00 ± 0.04 | 6.61 ± 0.65  | 4.49 ± 0.70 | 1.03 ± 0.03    |

Tabla 1. Unidades monitor, factor de modulación, tiempo de optimización y cálculo y tamaño de campo entre los 2 planificadores (ETHOS y ECLIPSE). Valores promedio y sus desviaciones estándar.

Los planes optimizados con ETHOS alcanzaron todas las metas clínicas en los 15 casos analizados. La IOE busca maximizar todos los objetivos clínicos obteniendo planes válidos y rápidos sin interacción del usuario aptos para una radioterapia adaptativa online. Para conseguir estos mismos resultados clínicos (tabla 2) con la optimización en ECLIPSE se necesitaría un guiado en la optimización que supondría un aumento del tiempo total.



|           |     | Objetivos clínicos |         |         |         |         |         |
|-----------|-----|--------------------|---------|---------|---------|---------|---------|
|           |     | IMRT7              |         | IMRT9   |         | VMAT2   |         |
|           | TPS | Ethos              | Eclipse | Ethos   | Eclipse | Ethos   | Eclipse |
| Pacientes | 1   | 19 ✓ 0x            | 17 ✓ 2x | 19 ✓ 0x | 18 ✓ 1x | 19 ✓ 0x | 19 ✓ 0x |
|           | 2   | 19 ✓ 0x            | 17 ✓ 2x | 19 ✓ 0x | 17 ✓ 2x | 19 ✓ 0x | 16 ✓ 3x |
|           | 3   | 19 ✓ 0x            | 17 ✓ 2x | 19 ✓ 0x | 17 ✓ 2x | 19 ✓ 0x | 16 ✓ 3x |
|           | 4   | 19 ✓ 0x            | 17 ✓ 2x | 19 ✓ 0x | 18 ✓ 1x | 19 ✓ 0x | 17 ✓ 2x |
|           | 5   | 19 ✓ 0x            | 16 ✓ 3x | 19 ✓ 0x | 16 ✓ 3x | 19 ✓ 0x | 16 ✓ 3x |

Tabla 2. Número de objetivos clínicos alcanzados (✓) y no alcanzados (x) para cada plan calculado. Objetivos clínicos extraídos del documento "National rectal cancer. Intensity-modulated radiotherapy (IMRT) guidance. The Royal College of Radiologists".

## CONCLUSIONES

Con este estudio se ha comprobado la factibilidad del uso del TPS ETHOS para el tratamiento clínico, así como la eficacia de la IOE que consigue planes de tratamiento rápidos y robustos, adecuados para un tratamiento adaptativo online.

## PROTOCOLO DE TRATAMIENTO ESTEREOTÁCTICO EXTRACRANEAL DE PRÓSTATA

Rodríguez Romero, R. (1); López Valcárcel, M. (1); Sánchez Rubio, P. (1); Zapata Paz, I. (1); Sánchez Jiménez, E. (1); Ciudad Rivas, J. (1); Martínez Ortega, J. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

PALABRAS CLAVE: SBRT PRÓSTATA, PROTECCIÓN URETRA, ESPACIADOR HIDROGEL

## INTRODUCCIÓN

Los esquemas de ultrafraccionamiento en cáncer de próstata han demostrado ser tan eficaces como el hipofraccionamiento moderado (3Gy x 20, 2.5Gy x 28) en el control tumoral sin aumentar la toxicidad en órganos de riesgo. Dado el beneficio que la reducción del número de sesiones supone al paciente, dichos esquemas son cada vez más habituales. Esto requiere un mayor control en la localización del volumen a tratar, tanto en la delimitación de estructuras como en su posicionamiento durante el tratamiento, así como en la conformación de la distribución dosimétrica, es decir requerimientos de estereotaxia extracraneal (SBRT).

El objetivo de este trabajo es describir el procedimiento implementado en nuestro centro para el tratamiento de SBRT de próstata.

## MATERIAL Y MÉTODO

Los pacientes se pre-seleccionan basándose en el tamaño de próstata (<50cc), clínica urinaria (IPSS<15 puntos) y estadio tumoral (bajo riesgo o intermedio favorable). Mediante guiado ecográfico transrectal se coloca un hidrogel de polietilen- glicol biodegradable (SpaceOAR®) entre próstata y recto, para facilitar la protección de este último. Siguiendo las recomendaciones del fabricante, transcurridos 7 días se adquieren las imágenes de RM (T2, T1 y ADC) y TC (espesor 2mm) con llenado moderado de vejiga (750cc) y recto vacío, para la delimitación de las estructuras y planificación del tratamiento. La tabla 1 resume los volúmenes contorneados y prescripción dosimétrica.





Tabla 1. Volúmenes y prescripción dosimétrica utilizados para tratamientos de SBRT de próstata.

|                               | <i>Estructura</i>                                 | <i>Imagen contorno</i> | <i>Prescripción Dosimétrica</i>                                                                                   |
|-------------------------------|---------------------------------------------------|------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Volumen de tratamiento</b> | Próstata y vvss proximales + 5 mm, 3mm Posterior) | RM                     | $D_p = 36.25 \text{ Gy (7.25 Gy} \times 5)$<br>$V_{95\%D} \geq 98\%$<br>$D_{98\%} > 90\%D_p$ $D_{2\%} < 107\%D_p$ |
| <b>Órganos de riesgo</b>      | Uretra                                            | RM                     | $V_{36} < 50\%$ $D_{2\%} < 40 \text{ Gy}$                                                                         |
|                               | PRV Uretra (uretra + 3 mm)                        |                        | $V_{38} < 50\%$ $D_{2\%} < 40 \text{ Gy}$                                                                         |
|                               | Recto                                             | RM / TC                | $V_{18.1} < 50\%$<br>$V_{29} < 20\%$<br>$V_{36} < 1\text{cm}^3$                                                   |
|                               | Vejiga                                            | RM / TC                | $V_{18.1} < 40\%$<br>$V_{37} < 5 \text{ cm}^3$                                                                    |
|                               | Cabezas femorales                                 | TC                     | $V_{14.5} < 5\%$                                                                                                  |
|                               | Bulbo peneano                                     | RM / TC                | $V_{29.5} < 50\%$                                                                                                 |
|                               | Testículos                                        | TC                     | evitar                                                                                                            |

Las distribuciones dosimétricas se planifican en RayStationv9B de RaySearch, utilizando rejilla de cálculo <2mm, <2500 UM por fracción, con 2-4 arcos de VMAT, para 6 MV FFF de un acelerador Varian TrueBeamSTx.

Se realiza verificación pre-tratamiento mediante detector matricial (ArcCHECK, SunNuclear) y cámara de ionización (pinpoint3D PTW31016).

En cada sesión de tratamiento, se adquiere imagen kV-CBCT (protocolo de pelvis) antes y a mitad de tratamiento para posicionamiento y control de imagen intrafracción, respectivamente. Además, se monitoriza en tiempo real la superficie del paciente mediante VisionRT AlingRTv6.2, tomando como referencia la posición según kV-CBCT, con tolerancias 1mm, 1° y 1 s de retardo.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los planes calculados cumplen la prescripción dosimétrica y concuerdan con las verificaciones experimentales  $\Delta$  ( $D < 2\%$  /  $\gamma_{2\%2\text{mm}} > 95\%$ ). Los valores  $V_{18.1\text{Gy}}$  de recto son menores a 10%, menos de la mitad de la tolerancia establecida para  $V_{29\text{Gy}}$  (figura 1a).

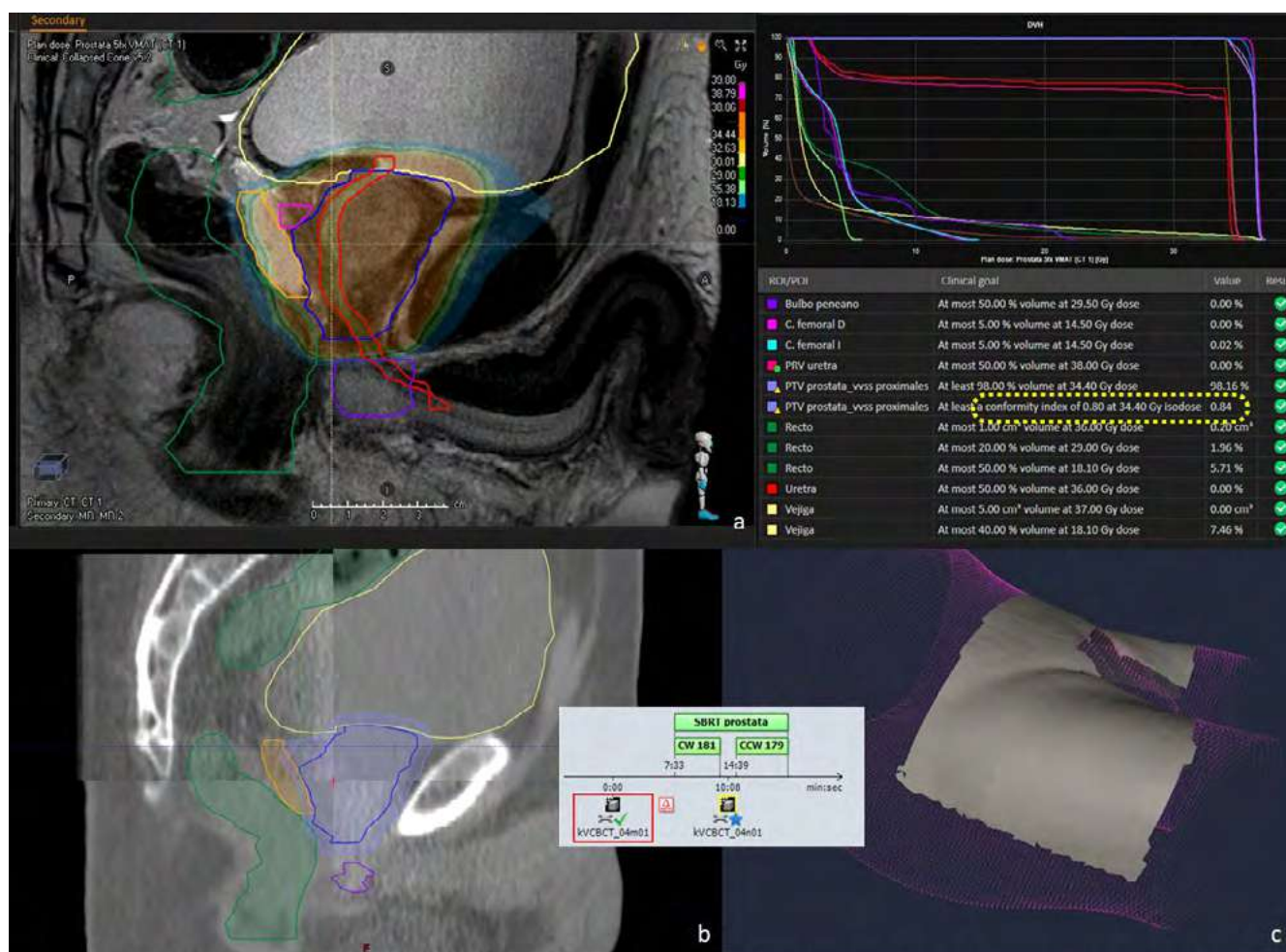


Figura 1. Delimitación de estructuras y planificación dosimétrica (a), localización mediante kv-CBCT (b) y monitorización de la superficie de un paciente de SBRT de próstata (c).

La uretra se visualiza con claridad en las imágenes RM, a diferencia kv-CBCT (figura 1a y 1b). Los desplazamientos intrafracción observados suelen ser <5mm. El área de interés de la superficie a monitorizar abarca ambos laterales del paciente para reducir fluctuaciones debido a oclusiones del campo de visión de las cámaras (figura 1c). El tiempo del paciente en sala es <20 minutos.

## CONCLUSIONES

El procedimiento de SBRT de próstata descrito facilita la protección de recto (separándolo del volumen de tratamiento mediante el espaciador de hidrogel), focalizando la planificación en la protección de uretra. El uso de imágenes RM permite la correcta delimitación de la uretra. Se asume la reproducibilidad de su posición respecto al resto de estructuras visibles en kv-CBCT. El guiado por superficie complementa el control intrafracción de kv-CBCT, interrumpiendo la administración del tratamiento si exceden las tolerancias.

## REFERENCIAS

- GÓMEZ-APARICIO ET AL. EXTREME HYPOFRACTIONATION WITH SBRT IN LOCALIZED PROSTATE CANCER. CURR ONCOL 2021; 28: 2933-2949
- WIDMARK ET AL. ULTRA-HIPOFRACTIONATED VERSUS CONVETIONALLY FRACTIONATED RADIOTHERAPY FOR PROSTATE CANCER: 5-YEAR OUTCOMES OF THE HYPO-RT-PC RANDOMISED, NON- INFERIORITY, PHASE 3 TRIAL. LANCET 2019; 394: 385-395
- PACE RADIOTHERAPY PLANNING AND DELIVERY GUIDELINES (PACE-A AND PACE-C), (PROSTATE ADVANCES IN COMPARATIVE EVIDENCE) INTERNATIONAL RANDOMISED STUDY OF PROSTATECTOMY VS STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY (SBRT) AND CONVENTIONAL RADIOTHERAPY VS SBRT FOR EARLY STAGE ORGAN-CONFINED PROSTATE CANCER. VERSION: 2.2 DATED: 17/08/2020



# ANÁLISIS DE LOS DATOS DOSIMÉTRICOS DE TRATAMIENTO CRÁNEO-ESPINAL CON TOMOTERAPIA UTILIZADOS EN ESTUDIOS COMPARATIVOS FRENTE A PROTONTERAPIA

Rodríguez Romero, R. (1); García Berrocal, I. (1); Perales Molina, Á. (1); Sánchez Rubio, P. (1); Montes Uruén, A. (1); Magallón Sebastián, R. (1); Martínez Ortega, J. (1); Pimentel Monje, A. B. (1); De los Ríos Ruiz, M. L. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

PALABRAS CLAVE: IRRADIACIÓN CRÁNEO-ESPINAL, TOMOTERAPIA HELICOIDAL, PROTONTERAPIA, COMPARACIÓN DE DOSIMETRÍAS

## INTRODUCCIÓN

Las características de los haces de protones permiten obtener distribuciones dosimétricas con mayor preservación de los órganos de riesgo (OARs). Sin embargo, los estudios comparativos publicados no siempre evalúan distribuciones de fotones óptimas para objetivar/cuantificar adecuadamente el coste-beneficio de la protonterapia (PT).

El objetivo de este trabajo es evaluar la representatividad de los datos dosimétricos relativos a Tomoterapia Helicoidal (HT) publicados en comparativas de tratamiento cráneo-espinal (CSI) frente a protones, aportando datos dosimétricos de HT de nuestro centro y de otros estudios.

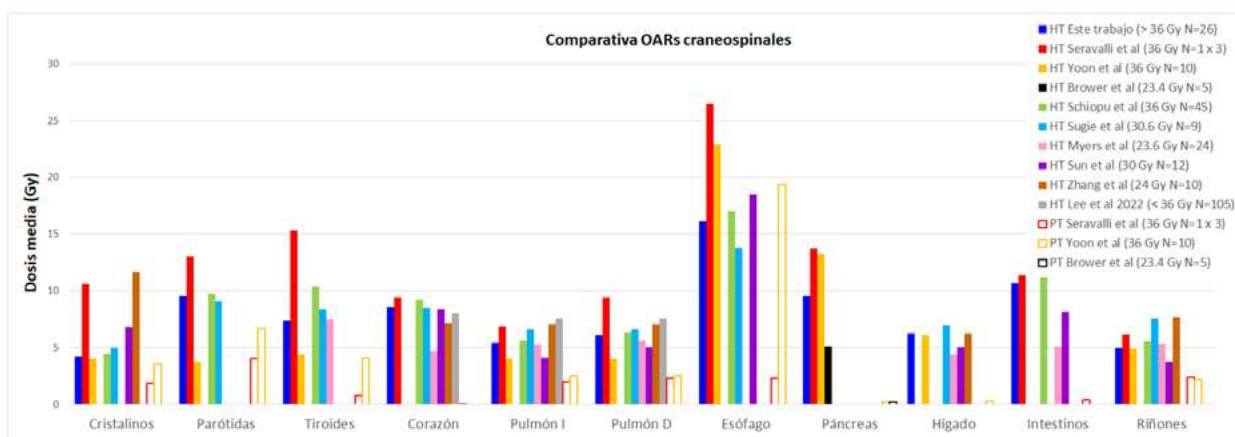
## MATERIAL Y MÉTODO

Se recopilaban los datos dosimétricos (cobertura  $V_{95\%}$ , homogeneidad  $HI=(D_{2\%}-D_{98\%})/D_{media}$  y conformación  $CI=(V_{95\%})^2/(V_{PTV95\%})$ ; dosis media y  $D_{1cc}$  en OARs), correspondientes a 26 pacientes CSI tratados en HT con dosis de 36 a 40 Gy en 20 fracciones (fx). Los parámetros de planificación utilizados fueron: mordaza 5 cm, *pitch* 0.287, factor de modulación <2, y tiempos de irradiación <15 minutos.

Los datos recogidos se contrastaron con los registrados en 9 publicaciones, incluyendo 3 estudios comparativos frente a PT. La tabla 1 resume las principales características de los trabajos analizados.

Tabla 1. Características de las publicaciones analizadas.

| Estudio          | Publicación | Objetivo                     | Prescripción Dosimétrica              | Pacientes Evaluados |         |       | Órganos comparados |
|------------------|-------------|------------------------------|---------------------------------------|---------------------|---------|-------|--------------------|
|                  |             |                              |                                       | Pedriátricos        | Adultos | Total |                    |
| Este trabajo     | 2023        | Congreso SEFM SEPR           | Evaluar datos CSI HT                  | -                   | 26      | 26    | 14                 |
| Seravalli et al. | 2018        | Acta Oncologica              | CSI fotones vs protones               | 1                   | -       | 1 x 3 | 13                 |
| Yoon et al.      | 2011        | Int J Radiat Oncol Biol Phys | CSI fotones vs protones               | 10                  | -       | 10    | 13                 |
| Brower et al.    | 2015        | Acta Oncologica              | Toxicidad pancreas CSI HT vs protones | 5                   | -       | 5     | 1                  |
| Schiopu et al.   | 2017        | J Radiat Res                 | Resultados clínicos CSI HT            | 15                  | 30      | 45    | 12                 |
| Sugie et al.     | 2011        | Tech Cancer Res Treat        | Resultados clínicos CSI HT            | 5                   | 4       | 9     | 13                 |
| Myers et al.     | 2014        | J Appl Clin Med Phys         | Comparativa CSI fotones               | 24                  | -       | 24    | 7                  |
| Sun et al.       | 2019        | Transl Cancer Res            | Comparativa CSI fotones               | 6                   | 6       | 12    | 10                 |
| Zhang et al.     | 2015        | Tech Cancer Res Treat        | Comparativa CSI modalidades HT        | -                   | -       | 10    | 8                  |
| Lee et al.       | 2022        | Nature                       | Toxicidad pulmón CSI HT               | 51                  | 54      | 105   | 3                  |



Gráfica 1. Comparativa de dosis media de órganos de riesgo en tratamiento craneo-espinal con Tomoterapia (HT) y protonterapia (PT).



Se observan discrepancias entre los datos proporcionados para HT por Yoon *et al.* y Seravalli *et al.* en sus estudios comparativos frente a PT. Los primeros reportan los valores más bajos de dosis medias en HT (salvo esófago y páncreas que corresponden al segundo valor más alto); mientras que Seravalli *et al.* proporcionan los valores más elevados (excepto riñones) siendo sus dosis medias en tiroides y esófago >10Gy, y en cristalinos, parótidas y páncreas >5Gy, respecto a los valores de dosis media mínimos publicados para HT. Las desviaciones al alza en OARs próximos a vértebras, tales como el esófago, pueden ser debidas a la inclusión del cuerpo vertebral como volumen de tratamiento en pacientes pediátricos, a diferencia de pacientes adultos.

Los valores de dosis media obtenidos con PT son menores, con diferencias máximas respecto a los valores mínimos de dosis media de HT de 5-6 Gy en páncreas e hígado, y 8, 10 y 14 Gy para corazón, intestinos y esófago, respectivamente, según Seravalli *et al.* Dada su escasa casuística (un mismo caso planificado en 3 centros) y escasa concordancia con otras publicaciones, sus resultados no pueden considerarse representativos.

## CONCLUSIONES

No se dispone de estudios que analicen un número suficiente de pacientes (>10) de CSI planificados con HT y PT, por lo que sus resultados dosimétricos y conclusiones pueden no ser representativos. Para poder evaluar el coste-beneficio de PT, se deben comparar no sólo datos dosimétricos sino también resultados clínicos, siendo necesario confrontar series de pacientes tratados con ambas técnicas.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SERAVALLI ET AL. DOSIMETRIC COMPARISON OF FIVE DIFFERENT TECHNIQUES FOR CRANIOSPINAL IRRADIATION ACROSS 15 EUROPEAN CENTERS: ANALYSIS ON BEHALF OF THE SIOP-E-BTG (RADIOTHERAPY WORKING GROUP). ACTA ONCOLOGICA 2018; 57(9): 1240-1249
- <sup>2</sup> YOON ET AL. CRANIOSPINAL IRRADIATION TECHNIQUES: A DOSIMETRIC COMPARISON OF PROTON BEAMS WITH STANDARD AND ADVANCED PHOTON RADIOTHERAPY. INT J RADIAT ONCOL BIOL PHYS 2011; 81(3):637-46
- <sup>3</sup> BROWER ET AL. PROTON THERAPY AND HELICAL TOMOTHERAPY RESULT IN REDUCED DOSE DEPOSITION TO THE PANCREAS IN THE SETTING OF CRANIO-SPINAL IRRADIATION FOR MEDULLOBLASTOMA: IMPLICATIONS FOR REDUCED RISK OF DIABETES MELLITUS IN LONG-TERM SURVIVORS. ACTA ONCOLOGICA 2015; 54: 522-526
- <sup>4</sup> SCHIOPU ET AL. CRANIOSPINAL IRRADIATION USING HELICAL TOMOTHERAPY FOR CENTRAL NERVOUS SYSTEM TUMORS. JOURNAL OF RADIATION RESEARCH 2017; 58(2): 238-246
- <sup>5</sup> SUGIE ET AL. CRANIOSPINAL IRRADIATION USING HELICAL TOMOTHERAPY: EVALUATION OF ACUTE TOXICITY AND DOSE DISTRIBUTION. TECHNOLOGY IN CANCER RESEARCH AND TREATMENT 2011; 10(2): 187-195
- <sup>6</sup> MYERS ET AL. COMPARING CONFORMAL, ARC RADIOTHERAPY AND HELICAL TOMOTHERAPY IN CRANIOSPINAL IRRADIATION PLANNING. J APPL CLIN MED PHYS 2014; 15(5): 12-28
- <sup>7</sup> SUN ET AL. DOSIMETRIC COMPARISONS OF CRANIOSPINAL AXIS IRRADIATION USING HELICAL TOMOTHERAPY, VOLUME-MODULATED ARC THERAPY AND INTENSITY-MODULATED RADIOTHERAPY FOR MEDULLOBLASTOMA. TRANSL CANCER RES 2019; 8(1): 191-202
- <sup>8</sup> ZHANG ET AL. DOSIMETRIC COMPARISON OF CRANIOSPINAL IRRADIATION USING DIFFERENT TOMOTHERAPY TECHNIQUES. TECHNOLOGY IN CANCER RESEARCH & TREATMENT, 2015; 14(4):440-446
- <sup>9</sup> LEE ET AL. PULMONARY TOXICITY OF CRANIOSPINAL IRRADIATION USING HELICAL TOMOTHERAPY. NATURE, 2022; 12: 3221

# EXPERIENCIA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE SARCOMA DE KAPOSÍ CON TÉCNICA VMAT

Torres Sánchez, J. (1); Cano Iglesias, E. (1); Romero Ruperto, F. (1); Martínez Cobo, R. (1)  
(1) Hospital Universitario Reina Sofía

PALABRAS CLAVE: SARCOMA DE KAPOSÍ, VMAT, MONACO

## INTRODUCCIÓN

Antes de la puesta en marcha de la técnica Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) en nuestro centro, el tratamiento de sarcomas de Kaposi en extremidades se realizaba utilizando haces de electrones. Los resultados dosimétricos no eran óptimos. Debido a la extensión de la enfermedad, era necesario utilizar configuraciones de colimadores y parámetros geométricos del acelerador que dificultaban la administración del tratamiento en cada sesión. Inevitables zonas de solapamiento de campos, podían dar lugar



a volúmenes subdosificados o sobredosificados. Con la introducción de la técnica VMAT, la planificación y administración de los tratamientos pasaron a realizarse con este método, a fin de tener unos tratamientos sencillos con resultados dosimétricos óptimos.

En el presente trabajo, se muestra un estudio descriptivo de los resultados dosimétricos obtenidos al realizar las planificaciones con la técnica VMAT, con el fin, tanto de mostrar la conveniencia de dicha planificación para el cálculo del tratamiento de sarcomas de Kaposi, como determinar la diferencia entre realizarla con o sin bolus.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se analizan los resultados de las planificaciones con VMAT de 6 pacientes. El planificador utilizado es Monaco v5.51 (Elekta). Como órgano de riesgo (OR) se considera la parte de la extremidad afectada por enfermedad, restándole a ésta el PTV.

Para cada paciente se realizan dos planificaciones: con bolus de espesor 5 mm y sin bolus. Las planificaciones se realizan intentando obtener una cobertura óptima del PTV ( $V95\% > 98\%$ ,  $V107\% < 2\%$ ), con fotones de 6 MV y para un acelerador Versa (Elekta). De cada una, se registran los valores de cobertura del PTV ( $V95\%$ ,  $V107\%$ ) y de dosificación del OR ( $V50\%$ ,  $V25\%$ ). Se analizarán estos valores realizando una estadística descriptiva de valores medios y dispersiones (valores máximos y mínimos obtenidos). Se determinará, mediante un contraste t de Student si existe diferencia entre los tratamientos con bolus y sin bolus.

## RESULTADOS

La tabla 1 muestra los resultados obtenidos.

|          | Con bolus |           |          |          | Sin bolus |           |          |          |
|----------|-----------|-----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|----------|
|          | PTV       |           | OR       |          | PTV       |           | OR       |          |
|          | V95% (%)  | V107% (%) | V50% (%) | V25% (%) | V95% (%)  | V107% (%) | V50% (%) | V25% (%) |
| Promedio | 99,99     | 0,03      | 74,04    | 97,89    | 93,06     | 1,53      | 75,78    | 96,50    |
| Max      | 100,00    | 0,06      | 82,47    | 100,00   | 99,50     | 1,82      | 86,03    | 99,49    |
| Min      | 99,96     | 0,00      | 61,86    | 90,49    | 88,13     | 1,03      | 60,99    | 85,24    |

**Tabla 1**

Los valores de significación de la t de Student muestran diferencias ( $p < 0.05$ ) entre planificaciones con bolus y sin bolus para los valores  $V95\%$  y  $V107\%$  (0.018 y 0.000 respectivamente). Para los valores  $V50\%$  y  $V25\%$ , la significación no muestra diferencias entre tratamientos (0.736 y 0.152 respectivamente).

## DISCUSIÓN

Para la planificación de los tratamientos de sarcomas de Kaposi, la técnica VMAT muestra mejores resultados, tanto en cobertura de PTV como en la disminución de dosis en tejido sano, que la tradicional utilización de electrones. Debido a la localización y extensión de la enfermedad en algunos pacientes, la colocación del bolus es complicada y laboriosa. A pesar de esto, al utilizar VMAT, el resultado es significativamente mejor, en términos de cobertura del PTV, si se emplea un bolus de 5 milímetros de espesor sobre la lesión.

## CONCLUSIONES

La técnica VMAT es factible para el tratamiento de sarcomas de Kaposi. En caso de su utilización, se recomienda el uso de bolus de 5 milímetros de espesor sobre la lesión.



## TEST END-TO-END (E2E) PARA TRATAMIENTOS SRS FUERA DEL ISOCENTRO

Retorta Fernández, P. (1); Bermúdez Luna, R. (1); Álvarez Sánchez, V. (1); de Areba Iglesias, J. (1); Aza Villarrubia, Z. (1); Martínez Barrio, D. F. (1)

(1) Hospital Clínico San Carlos

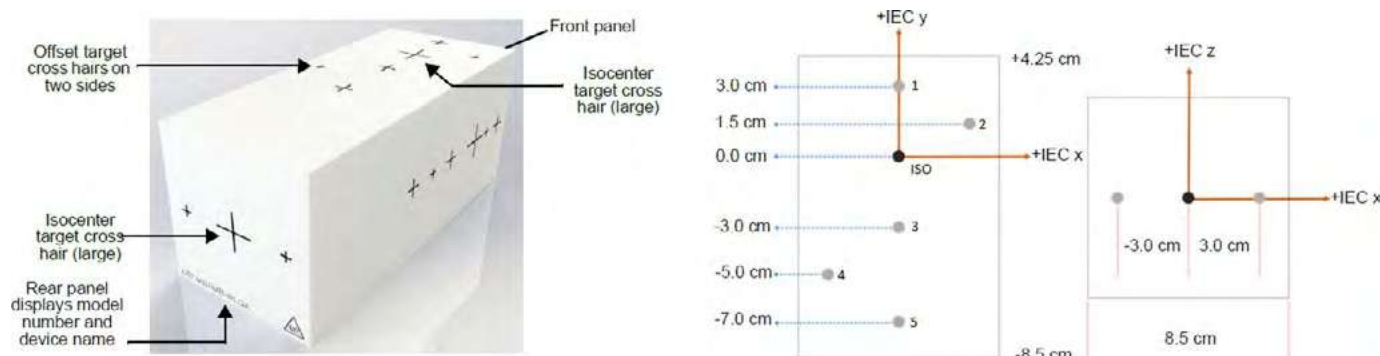
PALABRAS CLAVE: SRS, END-TO-END, CONTROL DE CALIDAD

### INTRODUCCIÓN

Debido al incremento de radiocirugías con múltiples lesiones en el Servicio, se propone la realización de un test end-to-end (E2E) con la finalidad de caracterizar las incertidumbres geométricas y dosimétricas que estos tratamientos pueden presentar a diferentes distancias del isocentro. Los test E2E permiten simular un escenario real de forma completa, pudiendo detectar fallos en el proceso y asegurando la integridad de todas las fases en su funcionamiento conjunto.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de un maniquí MultiMet-WL cube (MMWL), que permite realizar un test Winston-Lutz (WL) fuera del eje mediante 6 perdigones colocados como indica la FIGURA 1, una matriz SRS MapCHECK (MC) para realizar análisis dosimétricos planares y un maniquí StereoPHAN (SP) para posicionar los maniquíes anteriores.



Se procede a colocar con láseres el MMWL introducido en el SP. Se realiza un CBCT para corregir posibles desviaciones en el posicionamiento. Se irradia sobre el panel plano un plan que consiste en tratar 6 regiones cuadradas de 2x2 cm<sup>2</sup> con centro en las posiciones teóricas de los perdigones del MMWL. Se dispone de un software para el cálculo de las desviaciones de las posiciones teóricas. Con esta acción se pueden obtener las incertidumbres entre kV-MV.

Posteriormente, se reemplaza el MMWL por el MC para realizar un análisis dosimétrico en el que se tendrán en cuenta los criterios del Servicio para radiocirugías:  $\gamma(3,1) > 90\%$  (óptimo  $> 95\%$ ).

| Treatment Delivery Angles (deg) |       |            | Field-Target Coincidence (mm) |      |      |      |      |      |
|---------------------------------|-------|------------|-------------------------------|------|------|------|------|------|
| Gantry                          | Couch | Collimator | Iso                           | 1    | 2    | 3    | 4    | 5    |
| 0                               | 0     | 0          | 0.63                          | 0.62 | 0.71 | 1.07 | 1.22 | 1.12 |
| 0                               | 0     | 90         | 0.65                          | 0.69 | 0.70 | 0.75 | 0.66 | 1.15 |
| 0                               | 0     | 270        | 0.91                          | 0.77 | 0.96 | 1.01 | 0.90 | 1.35 |
| 0                               | 90    | 0          | 1.10                          | 0.98 | 1.20 | 1.10 | 1.06 | 1.49 |
| 0                               | 270   | 0          | 0.86                          | 0.79 | 1.03 | 0.96 | 0.80 | 1.41 |
| 90                              | 0     | 90         | 0.30                          | 0.50 | 0.62 | 0.46 | 0.67 | 0.83 |
| 180                             | 0     | 90         | 0.33                          | 0.54 | 0.60 | 0.64 | 0.20 | 0.58 |
| 270                             | 0     | 90         | 0.33                          | 0.25 | 0.29 | 0.44 | 0.34 | 0.86 |





Se observa que los perdigones ISO y 1 son los que mejor se reproducen, con 0.6 mm y 0.6 mm de desplazamiento medio con desviaciones de 0.3 mm y 0.2 mm, respectivamente; mientras que en perdiones más alejados, como el 5, su desplazamiento medio es de 1.1 mm con una desviación de 0.4 mm.

En cuanto al análisis dosimétrico, se ha obtenido  $\gamma(3,1)=95.2\%$ .

## DISCUSIÓN

Se observa que para el perdigón más alejado, el 5, la incertidumbre en la posición se acentúa, indicando que podría existir un problema de localización en puntos fuera del isocentro.

Los resultados de los índices  $\gamma$  arrojan buena concordancia dosimétrica, si bien es cierto que para los perdigones laterales, el 3 y el 4, se obtiene una sobredosificación de hasta un 5%.

Un análisis continuado de estas incertidumbres podría indicar un límite en la separación entre lesiones que compartan un mismo isocentro.

## CONCLUSIÓN

En un análisis preliminar, este test permite comprobar rápidamente el funcionamiento de un acelerador en lesiones fuera del isocentro y se podrían tomar medidas en cuanto a márgenes y separación máxima entre lesiones tras una caracterización estadística del mismo.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> MIFTEN, M., OLCH, A., MIHAILIDIS, D., MORAN, J., PAWLICKI, T., MOLINEU, A., LI, H., WIJESOORIYA, K., SHI, J., XIA, P., PAPANIKOLAOU, N. AND LOW, D.A. (2018), TOLERANCE LIMITS AND METHODOLOGIES FOR IMRT MEASUREMENT-BASED VERIFICATION QA: RECOMMENDATIONS OF AAPM TASK GROUP No. 218. MED. PHYS., 45: E53-E83

<sup>2</sup> PODER, J. (2020). SRS END-TO-END TESTING WITH A HIGH DENSITY DIODE ARRAY AND MULTI-MET WL PHANTOM. WEBINAR @[HTTPS://WWW.SUNNUCLEAR.COM/WEBINARS/P2?Q&TYPE=ALL&LANGUAGE&MODALITY&CATEGORY&PRODUCT=857](https://www.sunuclear.com/webinars/p2?q&type=all&language&modality&category&product=857)

# USO DE VELOCITY PARA ESTIMAR DOSIS SUMA EQUIVALENTE CUANDO SE COMBINAN TRATAMIENTOS CON DIFERENTES FRACCIONAMIENTOS Y/O IMÁGENES

ibarra, C. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Forner Forner, A. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Solis Preciado, N. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Boo Pardo, A. M. (1)  
(1) Hospital General Universitario de Toledo

PALABRAS CLAVE: VELOCITY, EQD2, REGISTRO-DEFORMABLE

## INTRODUCCIÓN

Velocity es una aplicación de Varian, la cual combina la adquisición de imágenes multimodalidad de diferentes fuentes, en diferentes momentos y en diferentes posiciones para ayudar a los médicos a tomar decisiones en el tratamiento del paciente. En este estudio se ha evaluado el uso de Velocity para el cálculo de dosis suma equivalente en 2Gy por fracción (EQD2) usando un registro deformable. Se ha empleado para pacientes con tratamientos previos y/o tratamientos con diferentes fraccionamientos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han incluido en este estudio cinco pacientes (2 pulmones, 1 cráneo y 2 pelvis), véase TABLA 1 con el resumen de casos incluidos. Se ha usado el modelo lineal cuadrático (LQ) en todos los fraccionamientos, incluido Radioterapia Estereotáxica Extracraneal (SBRT). Aunque el modelo LQ se desarrolló originalmente para fraccionamientos en el rango de 2-10Gy, la literatura apoya en uso de este para dosis superiores<sup>1</sup>. Para la evaluación de los casos, se exportaron todos los planes a Velocity, se convirtió la matriz de dosis para cada plan en EQD2 usando un  $\alpha/\beta=3$ , se escogió este valor ya que se pretendía evaluar la dosis al tejido sano y órganos de riesgo (OAR), intestino en este caso. Seguidamente se hizo un registro deformable entre los CTs de los diferentes tratamientos, y se calculó



el plan suma en EQD2. Se evaluaron las dosis a órganos de riesgo (OAR) y/o la cobertura al volumen blanco (PTV). Estos valores fueron verificados manualmente en diferentes puntos del plan.

**Tabla 1: Resumen de pacientes incluidos en el estudio.**

|            |                                      |                      |               |                      |           |
|------------|--------------------------------------|----------------------|---------------|----------------------|-----------|
| Paciente 1 | SBRT pulmonar                        | Tratamiento previo   | 55Gy 5fx      | Tratamiento presente | 45Gy 5fx  |
| Paciente 2 | Craneal                              | Tratamiento previo   | 60Gy 30fx     | Tratamiento presente | 40Gy 15fx |
| Paciente 3 | Próstata + 1 SBRT ganglionar         | Tratamiento presente | 70Gy 28 fx    | Tratamiento presente | 30Gy 3 fx |
| Paciente 4 | Próstata&ganglios+ 1 SBRT ganglionar | Tratamiento presente | 70/50Gy 28 fx | Tratamiento presente | 30Gy 3 fx |

## RESULTADOS

Los cálculos realizados manualmente concuerdan en un 2% con las estimaciones de Velocity, véase TABLA 2. En el paciente 4 no se hizo cálculo manual ya que los PTVs estaban suficientemente lejos y solo había contribución de dosis dispersa, se evaluó el histograma dosis volumen del recto y la vejiga.

**Tabla 2: Resumen de cálculos realizados en cada paciente**

| EQD2       | Velocity Máxima     | Velocity               | Cálculo manual       | Diferencia (%) Dmax |
|------------|---------------------|------------------------|----------------------|---------------------|
| Paciente 1 | 254Gy               | Volumen de 229Gy=0,3cc | 226-258Gy            | 1,60%               |
| Paciente 2 | Esófago Dmax=66Gy   |                        | 67Gy                 | 1,50%               |
| Paciente 3 | 78Gy                | Volumen de 75Gy=0,7cc  | 74-79Gy              | 1.3%                |
| Paciente 4 |                     |                        |                      |                     |
| Paciente 5 | Intestino Dmax=66Gy |                        | Intestino Dmax=67 Gy | 1,50%               |

## DISCUSIÓN

El uso de Velocity permitió encontrar puntos calientes en órganos de riesgo que manualmente hubiese sido costoso, y potencialmente podrían no haberse detectado. Velocity a su vez permite evaluar la dosis al PTV cuando se combinan tratamientos con diferentes fraccionamientos. Es importante tener en cuenta que Velocity no incluye las incertidumbres durante el tratamiento, esto es la variabilidad diaria en el posicionamiento y movimiento de OAR. Estas incertidumbres se podrían reducir exportando los cone-beams (CBCTs) diarios a Velocity, recalcular y sumar la dosis. Aunque esto queda fuera del propósito de este estudio. El estudio no está terminado, se incluirán más paciente.

## CONCLUSIONES

Velocity resulta ser una herramienta útil en el proceso de radioterapia. Es una ayuda al radiofísico para optimizar la planificación, evaluando la cobertura al PTV y estimando las dosis a los OAR. Permite al oncólogo a decidir cuál es la mejor opción de tratamiento para el paciente. Debe concebirse Velocity como una ayuda y siempre teniendo en cuenta las incertidumbres inherentes al proceso.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BROWN JM ET AL. THE TUMOR RADIOBIOLOGY OF SRS AND SBRT: ARE MORE THAN THE 5 RS INVOLVED? INT J RAD ONCOL BIOL PHYS 2013;88(2): 254-62



## ESTUDIO DE LA VARIACIÓN DE LA DOSIMETRÍA DE TRATAMIENTOS DE MAMA VMAT CON EL PARÁMETRO

|                                     | 3D     | SD    | Vmat (2 haz) | SD    | Vmat (1 haz) | SD    |
|-------------------------------------|--------|-------|--------------|-------|--------------|-------|
| $\bar{D}_{mean}$ corazón (cGy)      | 49.53  | 30.40 | 88.05        | 26.03 | 98.88        | 21.6  |
| $\bar{D}_{mean}$ pulm. Ipsi. (cGy)  | 163.46 | 26.03 | 216.17       | 47.12 | 241.36       | 35.58 |
| $\bar{D}_{mean}$ pulm. contra (cGy) | 12.34  | 21.63 | 37.52        | 8.86  | 77.91        | 17.98 |
| IC                                  | 0.65   | 0.08  | 0.86         | 0.03  | 0.89         | 0.04  |

## MINIMUM SEGMENT WIDTH DEL PLANIFICADOR MÓNACO

Martínez Sánchez, M. (1); Huertas Martínez, C. (1); Ferrer Gracia, C. (1); García Riñon, D. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Sánchez López, R. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

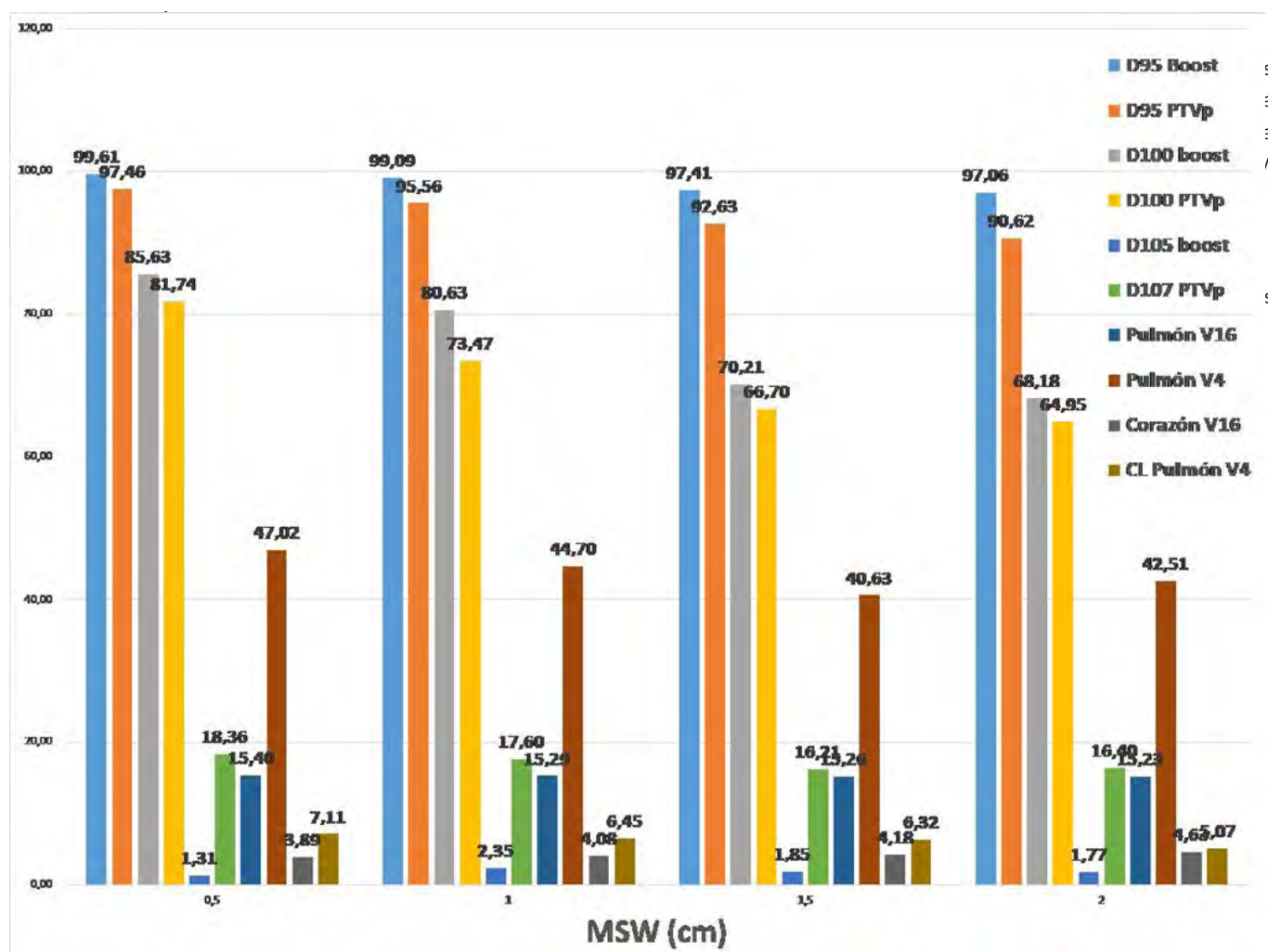
PALABRAS CLAVE: MONACO PLANIFICACION MAMA SEGMENTO VMAT

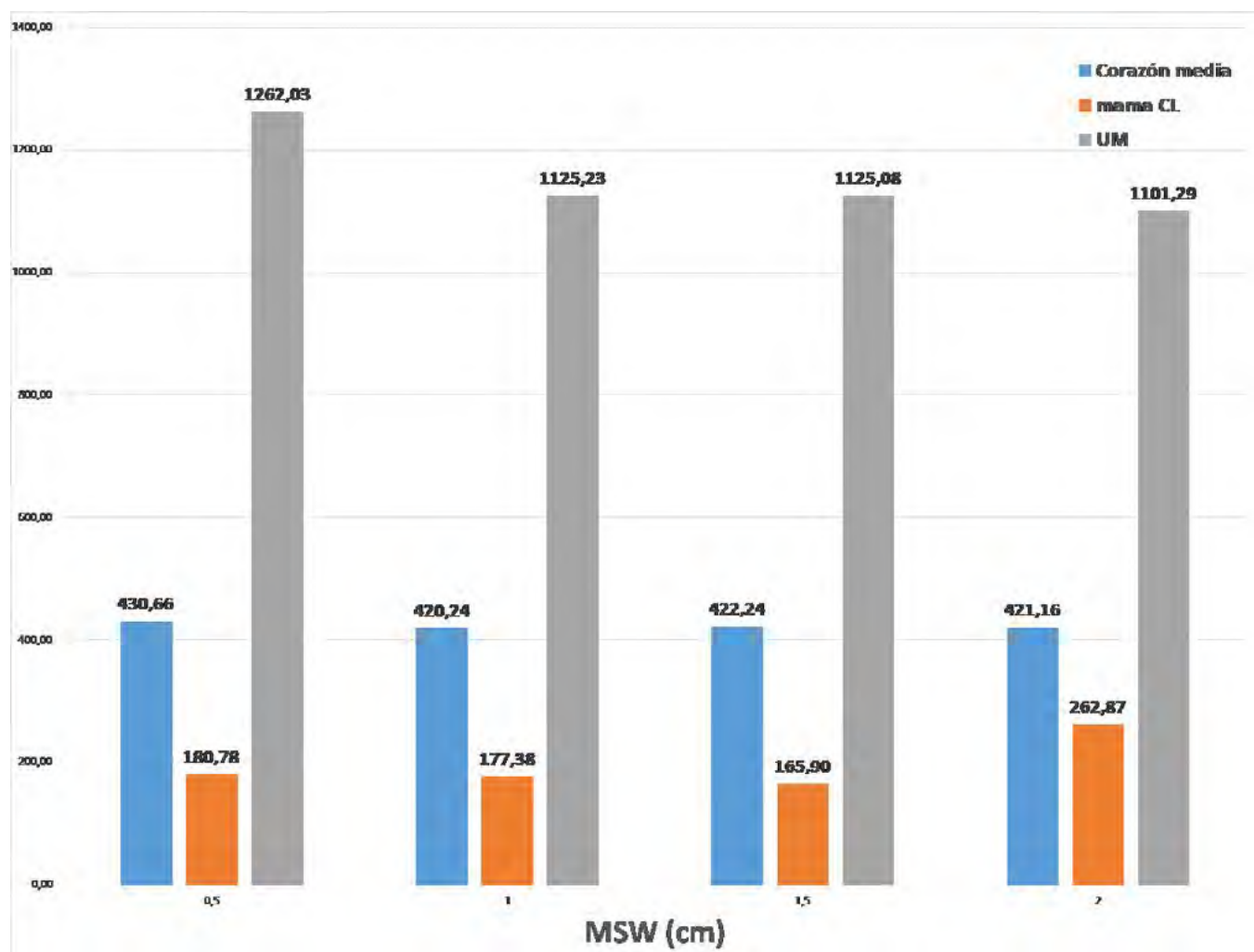
### INTRODUCCIÓN

El planificador MONACO tiene diversos parámetros modificables para la realización de una dosimetría VMAT. Entre ellos el número de vueltas por arco, el número de puntos de control por arco y el "minimum segment width"

Se pretende estudiar el efecto que tiene en la dosimetría clínica el parámetro del planificador MONACO Minimum Segment Width (MSW), que ajusta la mínima distancia entre laminas del MLC para cada segmento del plan.

Para ello se compara en 10 distintas dosimetrías de mama izquierda con boost y sin irradiación ganglionar, las dosis recibidas en los OAR y PTV para 4 distintos MSW.





## DISCUSIÓN

Se destacan las siguientes diferencias principales en los OARs; para el corazón las dosis medias recibidas son similares, pero aumenta el V16 conforme disminuimos la modulación. Tanto para el pulmón ipsilateral como para el CL, el V4 (Constraint de dosis bajas) disminuye según se aumenta el MSW manteniéndose similar el V16 (Constraint de dosis altas).

Las mayores diferencias se encuentran en el cubrimiento del PTV, estando para los segmentos de 1,5 y 2 cm muy por debajo de los objetivos buscados, siendo estos tratamientos NO APTOS clínicamente al quedar la zona a tratar muy infra dosificada si se quiere mantener la dosis en OARS a niveles aceptables.

Se encuentra una reducción de las UM del tratamiento al pasar de un MSW de 0,5 a 1 cm, no habiendo una mayor reducción aumentando el MSW a partir de 1 cm.

## CONCLUSIONES

Tamaños de segmento mayores a 1 cm no van ser compatibles con una correcta distribución de dosis en el tumor reduciendo al mismo tiempo la dosis recibida por los OARS.

Se observa una reducción en las UM impartidas y la modulación del tratamiento al pasar de 0,5 a 1 cm, aunque la D95 del tumor es similar la pérdida de D100 es significativa.

Una planificación con un MSW de 1 cm puede proporcionar un correcto tratamiento en la mayoría de los casos reduciendo UM y modulación en la dosimetría. Este segmento puede reducirse en los casos que se necesite por prescripción, valoración del facultativo, la anatomía de la paciente u otros factores mejorar el cubrimiento D100 del PTV o disminuir dosis altas recibidas en corazón.



## TÉCNICA ALTERNATIVA CON 3 ARCOS EN EL PLANIFICADOR MÓNACO PARA PLANIFICACIONES VMAT DE MAMA

Martínez Sánchez, M. (1); Huertas Martínez, C. (1); Yang, G. (1); Plaza Nuñez, R. (1); García Riñon, D. (1); Ferrer Gracia, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Sánchez López, R. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: VMAT MÓNACO MAMA TANGENCIALES ARCOS

### INTRODUCCIÓN

En varios artículos <sup>1,2</sup> se presenta la técnica híbrida 3D+VMAT para el tratamiento de mama, que añade la conformación de los tratamientos VMAT con la robustez de los tratamientos 3D tradicionales. Una ventaja de los tratamientos VMAT en tratamientos de mama es reducir dosis altas en el corazón, aunque a costa de aumentar las dosis bajas contralaterales y en pulmón. Esta técnica permite reducir la modulación de los tratamientos VMAT y como consecuencia reducir también la cantidad de dosis baja recibida por la paciente.

Reciente se han publicado variaciones que intentan mejorar esta técnica<sup>3</sup>.

En este trabajo se describe una técnica alternativa, se trata de un tratamiento VMAT con tres arcos que permite reducir las dosis bajas contralaterales y en pulmón respecto a los tratamientos de mama VMAT tradicionales.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Los cálculos se realizan en un Mónico (v5.51.11) para una dosimetría de mama izquierda con boost simultaneo integrado.

El tratamiento tradicional de mama VMAT en Mónico suele utilizar entre 200°–250° para obtener la dosis deseada en PTVs y OARS. es necesario que recorra 3 veces. A lo que denominamos arco de 3 vueltas.



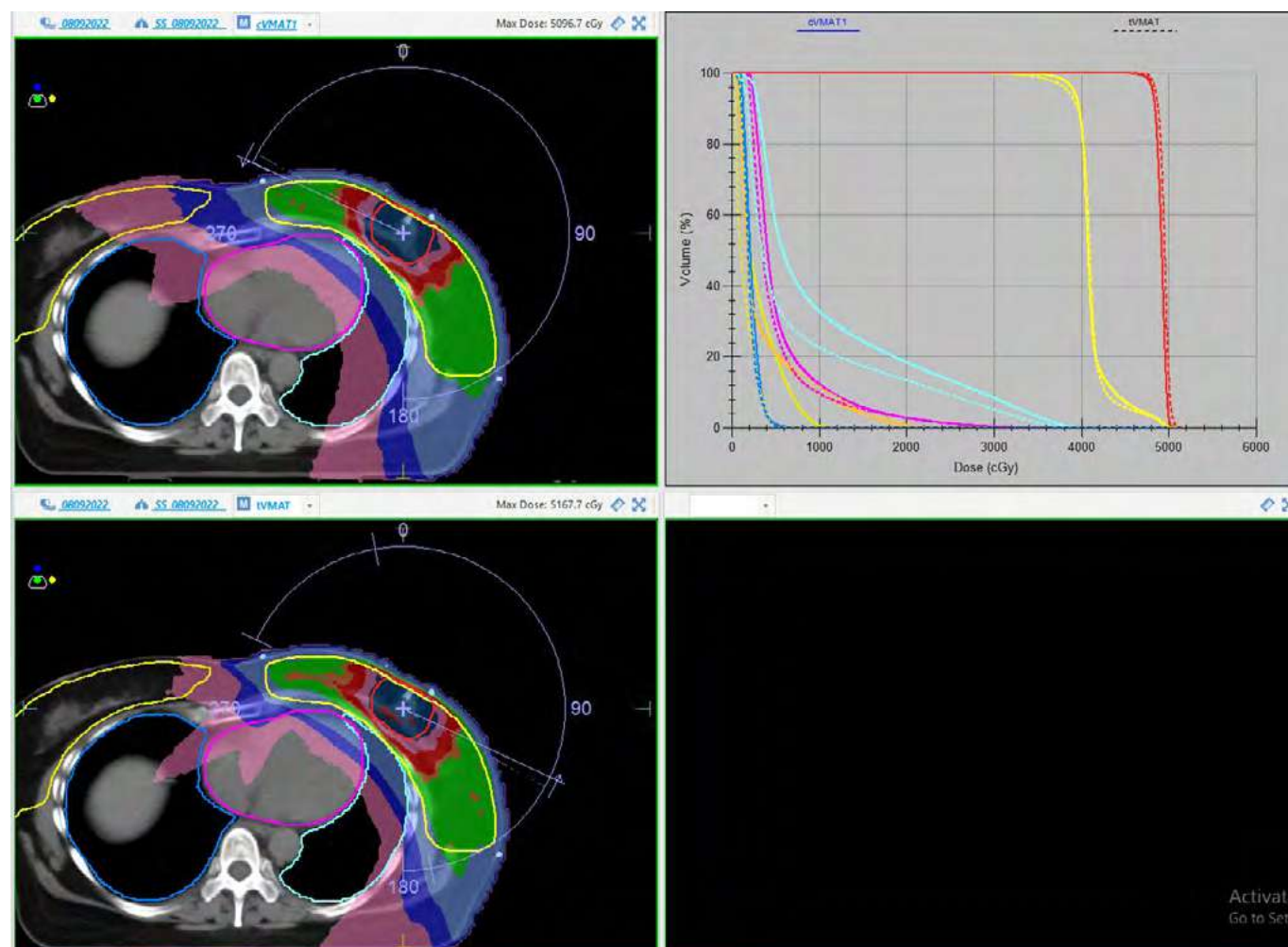


En la técnica aquí propuesta se utilizan tres arcos de 2 vueltas cada uno, dos tangenciales de 50° o 60°, imitando las angulaciones de los haces tangenciales tradicionales y un arco de 240° que los complementa.

## RESULTADOS

Se presentan a continuación los resultados obtenidos de la comparación de las dosimetrías.

|                      |          |        |        |        |        |          |       |        |   |                        |
|----------------------|----------|--------|--------|--------|--------|----------|-------|--------|---|------------------------|
| PTVsb_48Gy           | 27.905   | cVMAT1 | 4352.5 | 5096.7 | 4913.7 | 0.056    | 0.20  | 5040.0 | ✓ | V5040cGy < 5 %         |
| PTVsb_48Gy           | 27.905   | tVMAT  | 4473.8 | 5167.7 | 4948.1 | 0.921    | 3.30  | 5040.0 | ✓ | V5040cGy < 5 %         |
|                      |          | cVMAT1 |        |        |        | 26.957   | 96.60 | 4800.0 | ✓ | V4800cGy > 80 %        |
|                      |          | tVMAT  |        |        |        | 27.438   | 98.32 | 4800.0 | ✓ | V4800cGy > 80 %        |
|                      |          | cVMAT1 |        |        |        | 27.871   | 99.88 | 4560.0 | ✓ | V4560cGy > 95 %        |
|                      |          | tVMAT  |        |        |        | 27.899   | 99.98 | 4560.0 | ✓ | V4560cGy > 95 %        |
| PTVp1_40.05Gy        | 1214.650 | cVMAT1 | 2237.2 | 5096.7 | 4126.4 | 157.868  | 13.00 | 4285.0 | ✓ | V4285cGy < 25 %        |
| PTVp1_40.05Gy        | 1214.650 | tVMAT  | 2095.9 | 5167.7 | 4116.4 | 119.926  | 9.87  | 4285.0 | ✓ | V4285cGy < 25 %        |
|                      |          | cVMAT1 |        |        |        | 1032.108 | 84.97 | 4005.0 | ✗ | V4005cGy < 80 %        |
|                      |          | tVMAT  |        |        |        | 1032.513 | 85.00 | 4005.0 | ✗ | V4005cGy < 80 %        |
|                      |          | cVMAT1 |        |        |        | 1188.668 | 97.86 | 3805.0 | ✓ | V3805cGy > 95 %        |
|                      |          | tVMAT  |        |        |        | 1163.388 | 95.78 | 3805.0 | ✓ | V3805cGy > 95 %        |
| Lung_L               | 774.935  | cVMAT1 | 77.6   | 4236.8 | 1068.2 | 178.623  | 23.05 | 1600.0 | ✗ | V1600cGy < 15 % (+5 %) |
| Lung_L               | 774.935  | tVMAT  | 59.2   | 4116.2 | 774.1  | 128.218  | 16.55 | 1600.0 | ! | V1600cGy < 15 % (+5 %) |
|                      |          | cVMAT1 |        |        |        | 574.858  | 74.18 | 400.0  | ✗ | V400cGy < 50 % (+5 %)  |
|                      |          | tVMAT  |        |        |        | 337.340  | 43.53 | 400.0  | ✓ | V400cGy < 50 % (+5 %)  |
| Heart_L              | 460.285  | cVMAT1 | 188.2  | 3586.8 | 575.2  | 22.747   | 4.94  | 1600.0 | ✓ | V1600cGy < 5 %         |
| Heart                | 460.285  | tVMAT  | 165.3  | 3690.6 | 512.3  | 20.922   | 4.55  | 1600.0 | ✓ | V1600cGy < 5 %         |
| Lung_R               | 1030.730 | cVMAT1 | 52.3   | 751.0  | 229.1  | 39.152   | 3.80  | 400.0  | ✓ | V400cGy < 10 %         |
| Lung_R               | 1030.730 | tVMAT  | 30.8   | 638.4  | 203.8  | 36.944   | 3.58  | 400.0  | ✓ | V400cGy < 10 %         |
| Contralateral Breast | 778.745  | cVMAT1 | 63.3   | 1549.2 | 315.2  | 2.000    | 0.26  | 1055.3 |   |                        |
| Contralateral Breast | 778.745  | tVMAT  | 28.2   | 805.4  | 149.8  | 2.000    | 0.26  | 507.1  |   |                        |





## DISCUSIÓN

Para obtener la misma cobertura en el PTV con el tratamiento con el arco completo aumentan considerablemente las dosis bajas contralaterales (contralateral breast mean) y las dosis bajas en pulmón (V4 Gy pasa de 43% a 74 % del volumen). La dosis media en corazón también aumenta aunque el cambio no es significativo.

El optimizador Mónico comienza dándole el mismo peso a todas las angulaciones de entrada y después va haciendo modificaciones para cumplir los objetivos. En los tratamientos de mama de un arco esto implica que parte de una distribución esférica. Es decir muy diferente a la de dos campos tangenciales y que sube las a los pulmones y el corazón y que va modificando hasta cumplir sus tolerancias.

Con esta técnica, al inicio de la optimización se tiene una distribución más favorable, pues se potencia la dosis impartida desde ángulos tangenciales a la mama, comenzando la optimización desde una distribución de dosis más favorable.

## CONCLUSIONES

Se ha presentado una técnica VMAT con arcos tangenciales restringidos, que permite disminuir las dosis bajas recibidas por la paciente en los tratamientos de mama.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> VENJAKOB A, OERTEL M, HERING DA, MOUSTAKIS C, HAVERKAMP U, EICH HT. HYBRID VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY FOR HYPOFRACTIONATED RADIOTHERAPY OF BREAST CANCER: A TREATMENT PLANNING STUDY. STRAHLENTHER ONKOL. 2021 APR;197(4):296-307. DOI: 10.1007/s00066-020-01696-8. EPUB 2020 OCT 17. PMID: 33068126; PMCID: PMC7987622.
- <sup>2</sup> HENNET, M., RADONIC, S., SCHNEIDER, U. ET AL. RETROSPECTIVE EVALUATION OF A ROBUST HYBRID PLANNING TECHNIQUE ESTABLISHED FOR IRRADIATION OF BREAST CANCER PATIENTS WITH INCLUDED MAMMARY INTERNAL LYMPH NODES. RADIAT ONCOL 17, 76 (2022). [HTTPS://DOI.ORG/10.1186/s13014-022-02039-w](https://doi.org/10.1186/s13014-022-02039-w)
- <sup>3</sup> STANTON C, BELL LJ, LE A, GRIFFITHS B, WU K, ADAMS J, AMBROSE L, ANDREE-EVARTS D, PORTER B, BROMLEY R, VAN GYSEN K, MORGIA M, LAMOURY G, EADE T, BOOTH JT, CARROLL S. COMPREHENSIVE NODAL BREAST VMAT: SOLVING THE LOW-DOSE WASH DILEMMA USING AN ITERATIVE KNOWLEDGE-BASED RADIOTHERAPY PLANNING SOLUTION. J MED RADIAT SCI. 2022 MAR;69(1):85-97. DOI: 10.1002/jmrs.534. EPUB 2021 AUG 12. PMID: 34387031; PMCID: PMC8892431.

# ANÁLISIS DE LA DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO COMO HERRAMIENTA DE DETECCIÓN DE CAMBIOS ANATÓMICOS EN ORL

Hierro Rivero, A. (1); Sánchez Ruipérez, J. (1); Díaz Aviñó, C. (1); García Balsa, Á. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Villacé Gallego, A. (1); San José Olmedo, D. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Rodríguez Latorre, D. (1); Suárez Alvarez, N. (1); Crelgo Alonso, D. (1); Sánchez Galiano, P. (1); Fernández García, J. (1)  
(1) Hospital Universitario Central de Asturias

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO, ORL.

## INTRODUCCIÓN

En tratamientos de radioterapia externa es habitual que aparezcan variaciones en la distribución de dosis que recibe el paciente en las diferentes sesiones debido a cambios anatómicos. Esto se acentúa en pacientes de ORL por el alto número de sesiones que reciben y porque tienden a perder peso rápidamente, lo que hace que sea frecuente la necesidad de resimular su tratamiento. En este trabajo tratamos de, mediante el sistema de dosimetría de tránsito PerFraction de Sun Nuclear, comprobar si es posible la detección temprana de estos cambios.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan 20 pacientes tratados entre los años 2019 y 2022 en un TrueBeam, mediante VMAT de fotones de 6MV. Este acelerador está equipado con el MLC Millennium120, y el EPID aSi1000 (40cm */times* 30cm y una resolución de 1024 */times* 768 píxeles). Los planes se han realizado en el planificador Eclipse 15.6.

Para analizar los cambios anatómicos de los pacientes se contornea en el CBCT previo al tratamiento en una de cada 5 fracciones */left(k = 1, 5, 10.../right)* el cuerpo del paciente desde el inicio de la C1 hasta el final de la C4. Se descartan casos en los que haya un empeoramiento sistemático del primer arco al último, ya que esto puede deberse al movimiento del paciente a lo largo del tratamiento.

Para el análisis de las imágenes se ha calculado el índice gamma global con parámetros 3% de dosis 3mm DTA y 20% de umbral, mediante la plataforma SunCheck V3.2. Debido a que el análisis gamma se calcula automáticamente para cada arco, se incluye solamente el que presenta un menor número de puntos que cumplan la mencionada gamma.

## RESULTADOS

En la siguiente gráfica se muestra el porcentaje de puntos analizados que no cumple la gamma en función del cambio en el volumen del paciente:

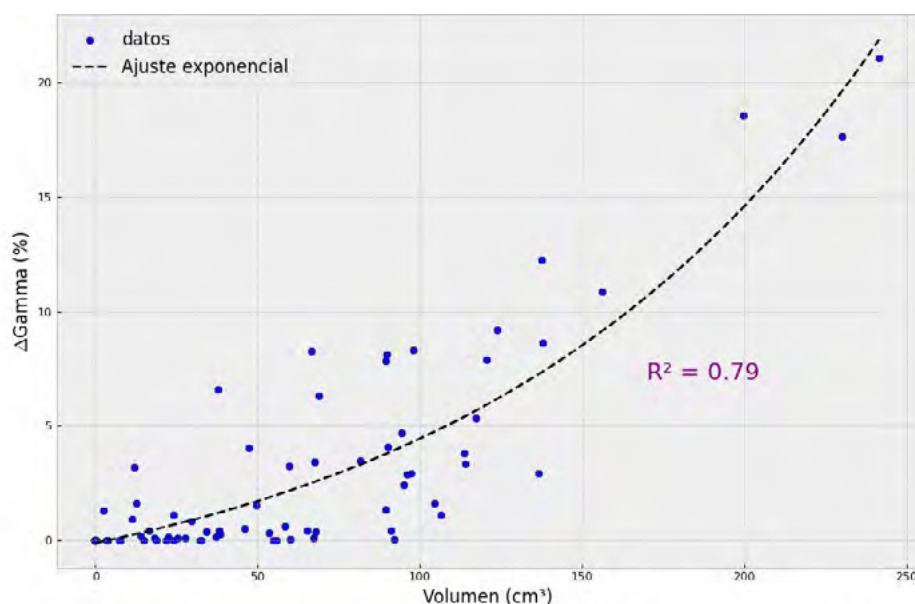


Figura 1. Relación entre el cambio de volumen contorneado y el porcentaje de puntos que no cumplen el análisis gamma. Se representa un ajuste exponencial y su correspondiente coeficiente de determinación  $R^2$ .

Se puede ver cómo cambios en el volumen implican un rápido empeoramiento en la dosimetría de tránsito, aunque la dispersión de estos datos es grande; esto indica que la respuesta de este método de control interfacción es fuertemente dependiente de cada paciente.

De los pacientes recogidos en este trabajo 7 han sido resimulados debido a cambios anatómicos. En la siguiente figura se muestra uno de estos casos:

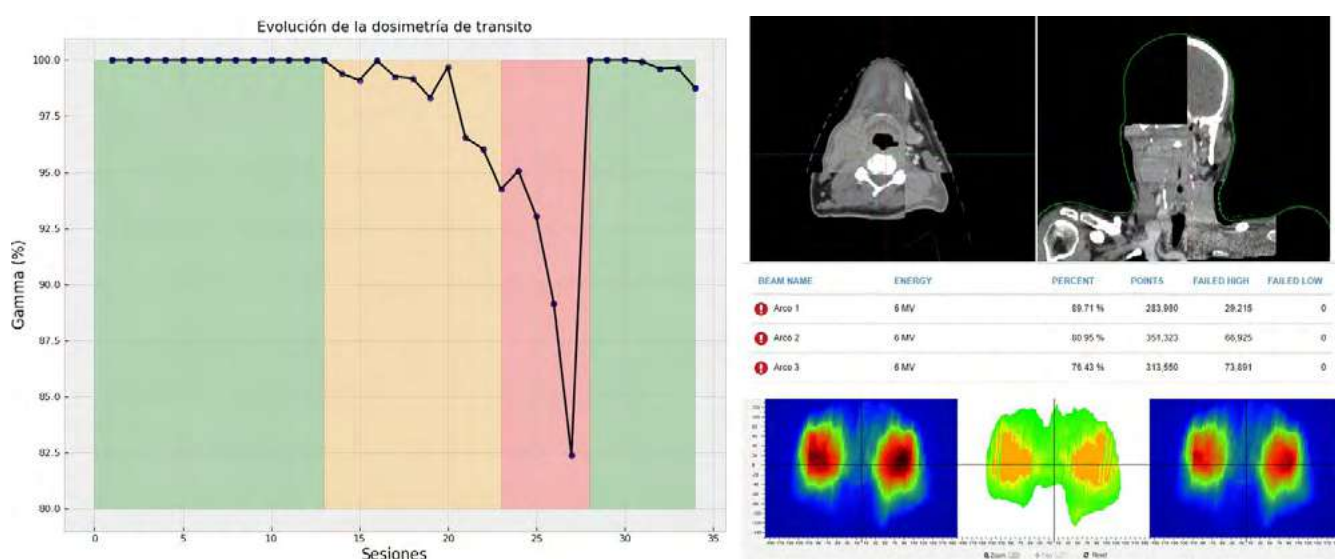


Figura 2: Caso de un paciente resimulado.

En el gráfico de la izquierda se puede ver el paulatino empeoramiento de los resultados de la dosimetría de tránsito a lo largo de las sesiones. Esto cesa en la sesión 28, en la que el paciente comenzó a tratarse con el plan resimulado. En la imagen de la



derecha se puede apreciar el adelgazamiento del paciente al hacer la comparación entre las imágenes del CT de simulación y las del CBCT de la sesión 27, así como los resultados del análisis gamma de las imágenes de esa sesión.

## CONCLUSIONES

Por los resultados obtenidos, podemos concluir que el sistema PerFraction nos permite valorar los cambios anatómicos en pacientes de ORL y cuantificar estos cambios. Es por tanto, una herramienta útil a la hora de valorar resimulaciones en estos tratamientos, pero requiere el análisis cuidadoso de cada caso.

# COMPARACIÓN DE DOS ALGORITMOS TIPO C EN PLANES DE RADIOCIRUGÍA DE METÁSTASIS MÚLTIPLES

Mañeru Cámara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); De La Llana Granja, V. (1); Pérez Gómez, F. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Fuentesmilla Urío, N. (1); Rico Osés, M. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Miquelez Alonso, S. (1)  
(1) Hospital Universitario De Navarra

## INTRODUCCIÓN

El cálculo de planes de radiocirugía de varias metástasis es muy exigente, entre otras cosas por el pequeño tamaño de los haces y la porción del campo con el colimador multiláminas (MLC) cerrado. En este trabajo se comparan los parámetros dosimétricos obtenidos al calcular este tipo de planes con dos algoritmos tipo C.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han analizado 12 planes de sesión única (29 metástasis en total) planificados en el sistema de planificación específico *RT Elements Multiple Brain Mets SRS v3.0* (Brainlab). La dosis de prescripción objetivo fue de 18(7), 20(20) y 24(2) Gy al 99% del volumen blanco de planificación (PTV), siendo aproximadamente el 80% de la dosis máxima. La técnica usada fueron arcos dinámicos de energía de 6 MV sin filtro aplanador, y el algoritmo de cálculo empleado fue *BrainLAB.XVMC.X* (XVMC). Los planes fueron exportados y recalculados, conservando la misma geometría y unidades monitor, en el sistema de planificación *Eclipse v16.1* (Varian MS), empleando el algoritmo *AcurosXB* (AXB). La resolución del CT y de ambas matrices de dosis fue de 1 mm. En ambos casos se calculó dosis en medio. Los parámetros evaluados para cada PTV fueron: las dosis máxima y mínima, las que reciben el 99%, 98%, 2% y 1% del PTV, el índice de conformidad ( $CI = VDosis\_prescripción / VPTV$ ), el índice de gradiente ( $GI = V50\%Dosis\_prescripción / VDosis\_prescripción$ ) y el volumen de cerebro sano en torno al PTV que recibe 12 Gy (V12) (salvo en dos lesiones que estaban demasiado próximas y no pudo evaluarse). El volumen promedio de los PTVs es de 1.95 cm<sup>3</sup> (rango 0.10–8.26 cm<sup>3</sup>).

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

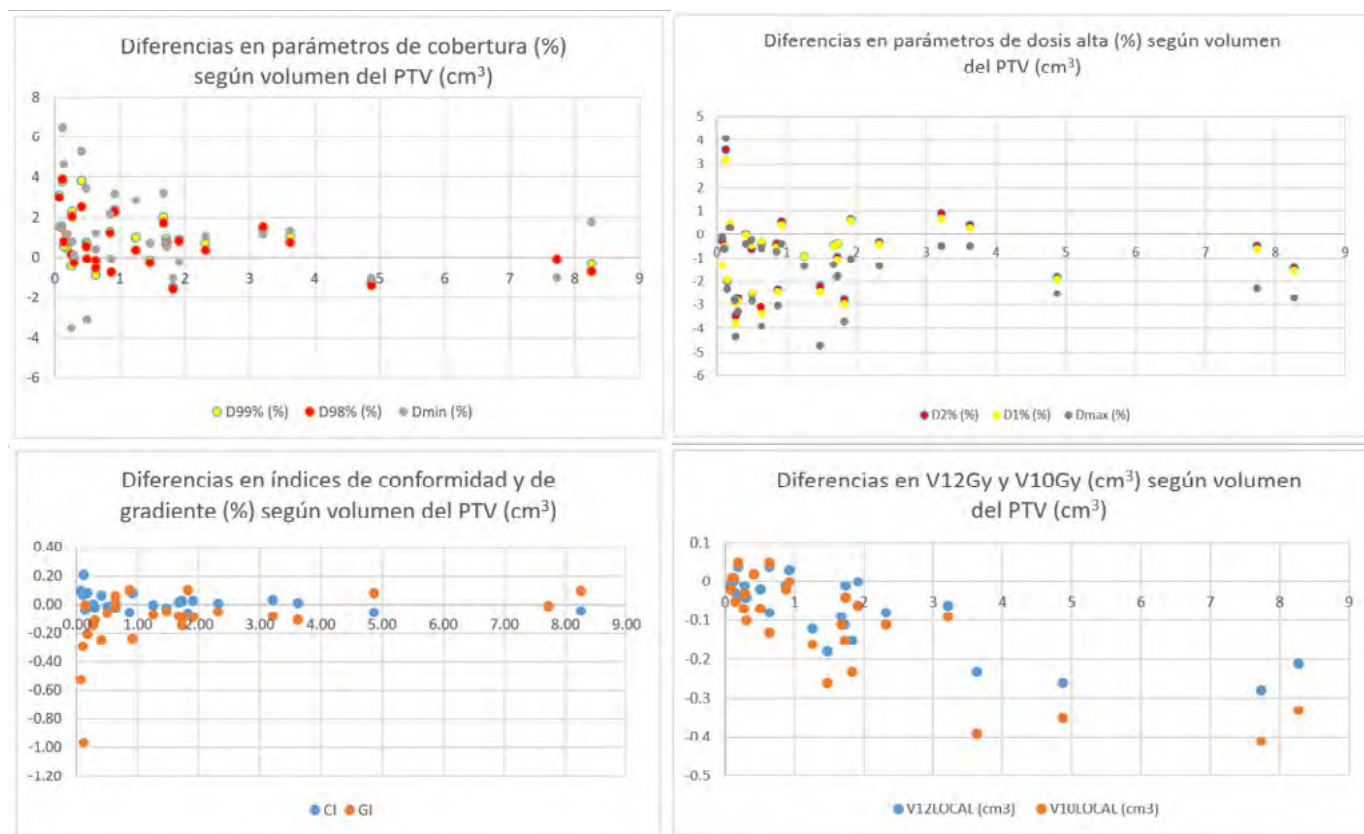
Se trata de dos algoritmos muy similares, tanto en el modelado del haz como del MLC (separación dosimétrica del borde y transmisión). En general, muestran resultados promedios comparables, con algo más de cobertura y máximos más bajos en AXB (tabla 1). Al disminuir el tamaño del PTV la variación es mayor, aunque en promedio se mantiene la misma tendencia.

Ningún indicador de cobertura o de dosis alta presenta diferencias mayores del 2% para PTVs con volumen mayor a 2 cm<sup>3</sup>, siendo este tamaño un umbral aproximado a partir del que las diferencias aumentan (gráfica 1).

|                     | D99 (%) | D98 (%) | D <sub>min</sub> (%) | D2 (%) | D1 (%) | D <sub>max</sub> (%) | CI (%) | GI (%) | V12 (cm <sup>3</sup> ) |
|---------------------|---------|---------|----------------------|--------|--------|----------------------|--------|--------|------------------------|
| Máxima              | 3.80    | 3.86    | 6.44                 | 3.61   | 3.19   | 4.10                 | 0.21   | 0.10   | 0.04                   |
| Mínima              | -1.51   | -1.56   | -3.54                | -3.44  | -3.74  | -4.72                | -0.06  | 0.96   | -0.28                  |
| Promedio            | 0.82    | 0.71    | 1.37                 | -0.77  | -0.87  | -1.45                | 0.02   | -0.10  | -0.07                  |
| Desviación estándar | 1.36    | 1.27    | 2.20                 | 1.52   | 1.51   | 1.76                 | 0.06   | 0.22   | 0.09                   |

Tabla1. Resumen de las diferencias entre los parámetros obtenidos con AXB respecto de XVMC, considerado como referencia.





Gráfica 1. Dependencia de las diferencias encontradas en los diferentes parámetros analizados respecto al tamaño del PTV

El IC no muestra diferencias significativas, sólo supera el 10% en un caso (con un PTV de 0.12 cm<sup>3</sup>). El V12 aumenta ligeramente con el volumen del PTV, mientras que en las lesiones pequeñas apenas hay influencia.

## CONCLUSIONES

Se han comparado los parámetros de evaluación dosimétrica del cálculo de planes de radiocirugía de metástasis múltiples con dos algoritmos tipo C: uno basado en el método de Monte Carlo (XVMC de Elements) y otro basado en la solución de las ecuaciones de transporte de Boltzmann (AXB de Eclipse). En general, las variaciones obtenidas son pequeñas, aunque aumentan para PTVs por debajo de 2 cm<sup>3</sup>. Como promedio, AXB ofrece mayores mínimos y menores máximos en los PTVs, mientras que en la dosis al tejido sano no hay apenas diferencias.

# ESTUDIO DE UN SISTEMA DE DELINEACIÓN AUTOMÁTICA DE VOLÚMENES PARA RADIOTERAPIA

Sánchez Galiano, P. A. (1); Sánchez Rupérez, J. (1); Villacé Gallego, A. (1); Crelgo Alonso, D. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Latorre Rodríguez, D. (1); Sanjosé Olmedo, D. (1); García Balsa, Á. (1); Fernández García, J. (1)  
(1) Hospital Universitario Central De Asturias

La delineación de los volúmenes de planificación y de los órganos de riesgo es uno de los procesos clave en los tratamientos de radioterapia. Es una actividad tediosa que consume mucho tiempo de personal cualificado lo que la convierte en un blanco perfecto para la automatización.



En este trabajo se presenta un estudio de un sistema informático de segmentación automática de volúmenes para radioterapia basado en inteligencia artificial.

## MATERIAL Y MÉTODO

El sistema MVision Delineation utiliza una red neuronal convolucional 3D entrenada con pacientes delineados por médicos experimentados. Su utilización presenta varias ventajas: la estandarización, la homogeneización, la optimización del flujo de trabajo, y la fundamental, el drástico ahorro de tiempo.

Para este estudio se eligieron aleatoriamente 59 pacientes ya tratados, se utilizó MVision para delimitar los órganos de riesgo y se compararon con los contornos delineados manualmente. Los pacientes pertenecían a distintas áreas (20 cabeza y cuello (CC), 9 sistema nervioso central (SNC), 10 recto y 20 próstata) y habían sido contorneados por distintos médicos (6 en ORL, 5 en SNC, 3 en recto y 8 en próstata).

Para la comparación de los contornos manuales con los generados automáticamente se utilizaron varios índices de uso habitual: el coeficiente de similitud de Dice (DSC por sus siglas en inglés), el índice de solapamiento (OI), la diferencia en volumen tanto absoluta (Dv) como relativa (Dvp), y la distancia de Hausdorff (dH).

Los índices se obtuvieron analizando las mallas de polígonos utilizadas por el sistema de planificación Varian Eclipse v15.6 con software desarrollado localmente en C#. Dado que en los órganos pequeños se observaron errores en los volúmenes intersecados calculados por Eclipse, las mallas se exportaron y analizaron con un script (python) implementado para el programa de diseño gráfico 3D FreeCAD.

Siguiendo a otros autores se consideró que existía una concordancia sustancial con valores de DSC superiores a 0.8, concordancia moderada con DSC comprendido entre 0.5 y 0.8, y grandes variaciones con DSC inferior a 0.5.

## RESULTADOS

Como se recoge en la tabla 1, en los pacientes de ORL se encontraron grandes variaciones en esófago, faringe, nervios ópticos, retinas, hipófisis y sobre todo en cócleas y quiasma. En los casos de SNC también se observó una pobre concordancia en las cócleas, los nervios ópticos, las retinas, la hipófisis y el quiasma. En los tratamientos de próstata solo se encontró un mal ajuste para el bulbo peneano, mientras que para el recto hubo concordancia buena o moderada en todas las estructuras.

Hay que recalcar que algunas de las grandes discordancias detectadas no parecen deberse a meros errores, sino a diferencias en la definición del volumen a contornear (fig.1).

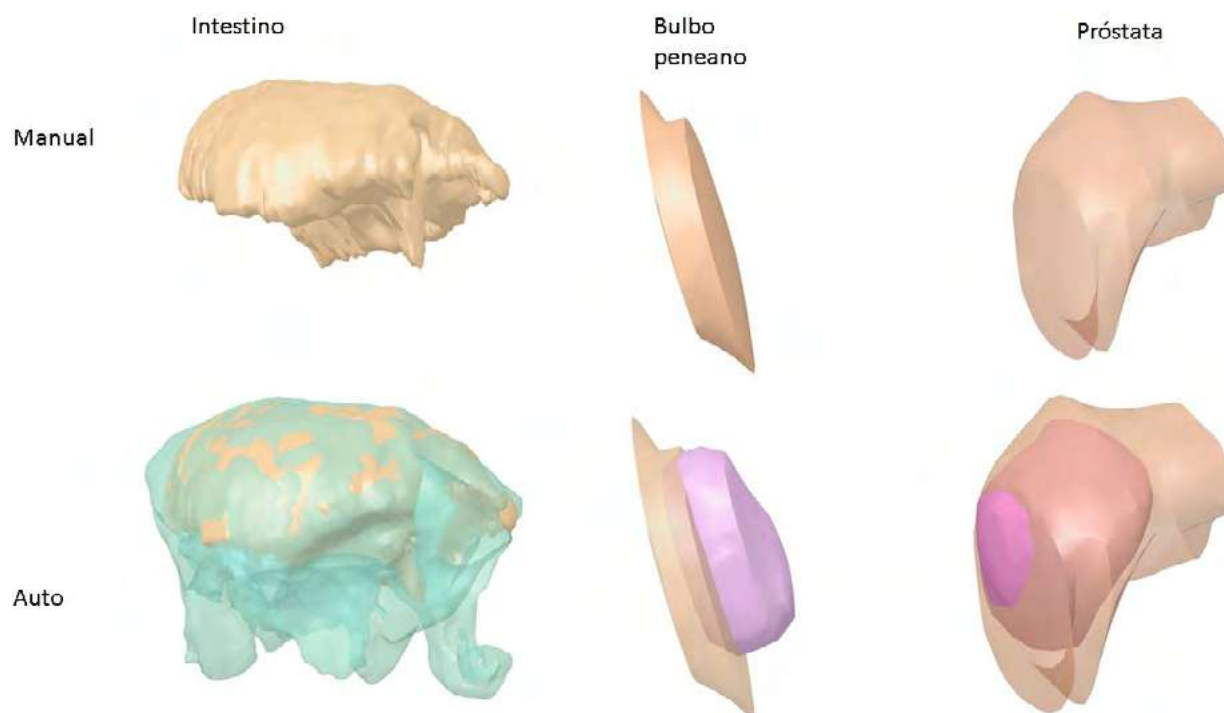
## CONCLUSIÓN

La automatización del proceso de delineación de volúmenes es muy atractiva sobre todo por el ahorro de tiempo, pero es fundamental la revisión por parte de personal entrenado.





|         | ORL         |          |          |           |           |           |           |           |            |            |          |            |
|---------|-------------|----------|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|------------|----------|------------|
|         | Glotis      | Médula   | Par dch  | Par izd   | Esófago   | Laringe   | Cav orl   | Timoides  | Tronco enc | Gsub dch   | Gsub izd | Quiasma    |
| DSC     | 0.39        | 0.79     | 0.75     | 0.75      | 0.26      | 0.32      | 0.81      | 0.76      | 0.79       | 0.74       | 0.81     | 0.05       |
| OI      | 0.25        | 0.97     | 0.83     | 0.82      | 0.17      | 0.21      | 0.85      | 0.73      | 0.84       | 0.72       | 0.78     | 0.03       |
| Dv(mm3) | -11.59      | 21.93    | 2.43     | 2.93      | -14.01    | -31.04    | 7.32      | -1.56     | 1.90       | -0.97      | -0.54    | -0.77      |
| Dvp     | -0.71       | 0.52     | 0.22     | 0.26      | -0.79     | -0.71     | 0.13      | -0.09     | 0.23       | -0.08      | -0.05    | -0.91      |
| dH(mm)  | 16.04       | 30.00    | 15.66    | 14.05     | 113.90    | 29.00     | 16.23     | 9.11      | 11.49      | 0.02       | 6.64     | 13.02      |
|         | ORL (Cont.) |          |          |           |           |           |           |           |            |            |          |            |
|         | Cocl dcha   | Cocl izd | Cris dch | Cris izd  | Nop dch   | Nop izd   | Hipófisis | Mandib    | Retina dch | Retina izd | Ojo dch  | Ojo izd    |
| DSC     | 0.12        | 0.11     | 0.60     | 0.67      | 0.39      | 0.49      | 0.33      | 0.85      | 0.55       | 0.45       | 0.66     | 0.69       |
| OI      | 0.07        | 0.06     | 0.55     | 0.56      | 0.28      | 0.41      | 0.22      | 0.80      | 0.76       | 0.59       | 0.76     | 0.76       |
| Dv(mm3) | -0.41       | -0.43    | -0.06    | -0.09     | -0.69     | -0.49     | -0.20     | -9.03     | 2.54       | 1.41       | 1.11     | 0.00       |
| Dvp     | -0.91       | -0.90    | -0.21    | -0.33     | -0.56     | -0.43     | -0.71     | -0.11     | 0.81       | 0.47       | 0.50     | 0.36       |
| dH(mm)  | 0.12        | 9.15     | 3.39     | 3.50      | 14.72     | 16.50     | 4.60      | 12.98     | 6.77       | 15.47      | 6.07     | 5.65       |
|         | SNC         |          |          |           |           |           |           |           |            |            |          |            |
|         | Cerebro     | Cócl dch | Cócl izd | Crist dch | Crist izd | Hipófisis | No dch    | No izd    | Quiasma    | Ret dch    | Ret izd  | Tronco enc |
| DSC     | 0.98        | 0.32     | 0.28     | 0.74      | 0.73      | 0.34      | 0.51      | 0.50      | 0.07       | 0.39       | 0.37     | 0.77       |
| OI      | 0.96        | 0.20     | 0.18     | 0.82      | 0.77      | 0.23      | 0.62      | 0.63      | 0.04       | 0.62       | 0.59     | 0.82       |
| Dv(mm3) | -56.95      | -0.30    | -0.28    | 0.01      | 0.00      | -0.21     | 0.02      | 0.02      | -0.50      | 3.58       | 3.69     | 2.63       |
| Dvp     | -0.04       | -0.78    | -0.76    | 0.23      | 0.06      | -0.69     | 0.40      | 0.52      | -0.83      | 1.33       | 1.33     | 0.15       |
| dH(mm)  | 33.91       | 4.02     | 4.22     | 2.34      | 2.32      | 4.93      | 17.97     | 18.56     | 19.79      | 8.43       | 8.20     | 10.34      |
|         | Próstata    |          |          |           |           |           |           |           |            |            |          |            |
|         | Vejiga      | Cad dch  | Cad izd  | Recto     | Riñ dch   | Riñ izd   | Intestino | Bulbo pen | Próstata   | Vesíc sem  |          |            |
| DSC     | 0.94        | 0.86     | 0.87     | 0.75      | 0.94      | 0.92      | 0.63      | 0.36      | 0.74       | 0.70       |          |            |
| OI      | 0.95        | 0.81     | 0.82     | 0.74      | 0.93      | 0.88      | 0.62      | 0.43      | 0.60       | 0.80       |          |            |
| Dv(mm3) | 5.19        | -28.58   | -26.12   | -9.11     | -8.51     | -21.44    | -0.73     | -0.13     | -17.76     | 2.34       |          |            |
| Dvp     | 0.02        | -0.11    | -0.10    | -0.05     | -0.03     | -0.09     | 0.09      | 0.26      | -0.37      | 0.28       |          |            |
| dH(mm)  | 11.24       | 37.64    | 36.53    | 36.43     | 8.31      | 15.04     | 24.07     | 7.93      | 15.76      | 7.20       |          |            |
|         | Recto       |          |          |           |           |           |           |           |            |            |          |            |
|         | Cad dch     | Cad izd  | Vejiga   | Recto     | Riñ dch   | Riñ izd   |           |           |            |            |          |            |
| DSC     | 0.85        | 0.83     | 0.88     | 0.74      | 0.90      | 0.92      |           |           |            |            |          |            |
| OI      | 0.85        | 0.86     | 0.89     | 0.67      | 0.95      | 0.95      |           |           |            |            |          |            |
| Dv(mm3) | 7.79        | 1.39     | 4.35     | -16.30    | 25.02     | 14.70     |           |           |            |            |          |            |
| Dvp     | 0.02        | 0.10     | 0.02     | -0.19     | 0.07      | 0.13      |           |           |            |            |          |            |
| dH(mm)  | 32.12       | 32.55    | 14.48    | 33.71     | 23.51     | 14.43     |           |           |            |            |          |            |



## EVALUACIÓN DE LA MEJORA DOSIMÉTRICA EN PACIENTES DE MAMA IZQUIERDA FAST-FORWARD CON EL SISTEMA DE INSPIRACIÓN MANTENIDA SDX

Orozco Martínez, F. (1); Gómez Fervienza, J. R. (1); Rodríguez Pertierra, M. (1); Medrano Antoñanzas, A. (1); Díaz de Tuesta Rodríguez, S. (1); Sánchez Rodillo, G. (1); García Alejo, R. (1)

(1) Hospital Beata María Ana

PALABRAS CLAVE: SDX, FAST-FORWARD, BREAST CANCER, RADIOTHERAPY

### INTRODUCCIÓN

El sistema de gating respiratorio SDX es un espirómetro que permite a la paciente tomar un volumen de aire reproducible en cada sesión de tratamiento. Este estudio se ha centrado en evaluar la mejora dosimétrica del SDX en pacientes de mama izquierda FAST-Forward en posición supino, comparando la dosimetría del TC con SDX con aquel sin SDX. Las pacientes que cumplan los límites dosimétricos y que por tanto puedan optar a esta modalidad de tratamiento podrán tratarse en 5 fracciones.

### MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema incluye a parte del propio espirómetro, unas pinzas para la nariz y unas gafas de vídeo, donde se puede ver el nivel de aire que se ha de tomar (figura 1). Para fijar este nivel, primero se hace una simulación y se ajusta la banda de gating en función de las capacidades respiratorias de la paciente.



Imagen 1. Paciente en posición de tratamiento con el sistema SDX.



## RESULTADOS

Se han evaluado un total de 50 pacientes, a las que se les ha prescrito 26Gy con una sobreimpresión de 28,5Gy a las que tienen boost (14 pacientes). A todas ellas además del TC con el SDX también se les ha tomado un TC en respiración libre. En la planificación de ambos casos, se ha empleado una técnica híbrida (promedio 51% arco, 49% tangenciales), manteniendo la misma modulación de los arcos y cobertura en PTV, obteniendo los siguientes resultados:

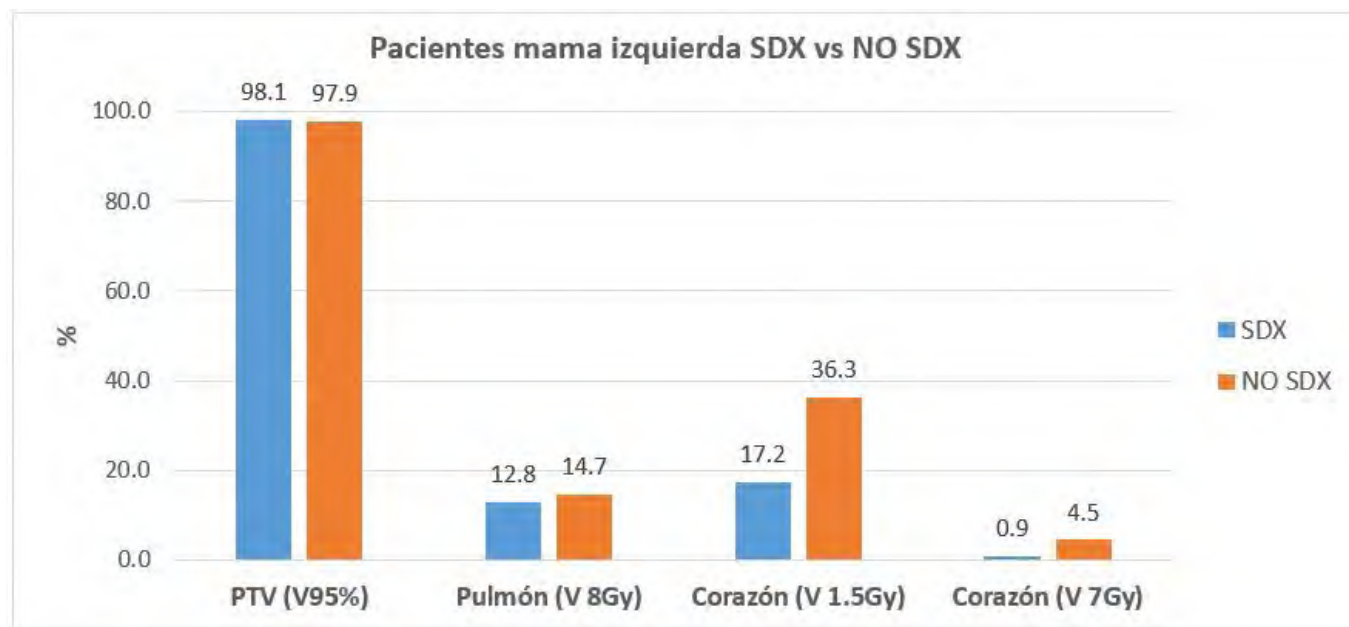


Imagen 2. Ventaja dosimétrica con el empleo del SDX en pacientes de mama izquierda FAST-Forward en posición supino.

## DISCUSIÓN

Los resultados muestran una clara ventaja dosimétrica con el empleo del SDX, sobretudo en el corazón, donde un 47% de las pacientes evaluadas no habrían cumplido los límites a los OARs para mama FAST-Forward (pulmón V8Gy<15% y corazón V1,5Gy<30%, V7Gy<5%). Con la finalidad de homogeneizar el estudio, en la comparación dosimétrica de las planificaciones se ha mantenido la misma calidad de tratamiento en términos de cobertura en PTV (V95% y V107%), modulación de los arcos (mismo nº de UM) así como el reparto de peso de los campos (promedio 51% arco, 49% tangenciales). Por otra parte, no se ha observado una diferencia significativa entre las pacientes con o sin boost, ya que en el primer caso el 49% no habrían cumplido, mientras que un 43% no lo habrían hecho en el segundo.

## CONCLUSIÓN

El empleo del SDX en pacientes de mama izquierda es un factor diferencial que nos permite mejorar la dosimetría de las pacientes, principalmente en corazón. Esta mejora se hace más notoria en las pacientes candidatas a tratarse de manera FAST-Forward, donde hasta un 47% de las pacientes en nuestro estudio no habrían cumplido los límites a los OARs y no se habrían podido beneficiar de esta modalidad de tratamiento.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ADRIAN MURRAY ET AL. HYPOFRACTIONATED BREAST RADIOTHERAPY FOR 1 WEEK VERSUS 3 WEEKS (FAST-FORWARD): 5-YEAR EFFICACY AND LATE NORMAL TISSUE EFFECTS RESULTS FROM A MULTICENTRE, NON-INFERIORITY, RANDOMISED, PHASE 3 TRIAL



# APLICACIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DOSIMÉTRICO EN EL HOSPITAL CLÍNICO SAN CECILIO

Martín Cascales, P. (1); Tornero-López, A. M. (2); Guirado Llorente, D. (1)

(1) Hospital Universitario San Cecilio, (2) Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín

PALABRAS CLAVE: ÍNDICE CALIDAD DOSIMÉTRICO( IC), MODELO LOGÍSTICO, ERI, VARIABILIDAD.

## INTRODUCCIÓN

En la práctica clínica a menudo es difícil valorar la bondad de un plan de tratamiento, aún considerando el cumplimiento de determinadas restricciones dosimétricas mínimas y suponiendo el mejor equilibrio entre la cobertura tumoral y la dosis en los órganos de riesgo que el planificador haya podido alcanzar. La herramienta en la que nos apoyamos en este trabajo ([1]) tiene el objetivo de solventar esta dificultad, pues proporciona una referencia cuantitativa de la calidad de un plan de tratamiento respecto del conjunto de planes de nuestro servicio, complementando los criterios empleados habitualmente en la evaluación de esa calidad.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La herramienta Índice de calidad dosimétrico (IC) se inspira en el concepto radiobiológico de la probabilidad de control tumoral sin complicaciones (PSCT), que engloba en su definición tanto la probabilidad de control tumoral (PCT) como la probabilidad de efectos en los tejidos sanos (PCS):

$$IC = PSCT == PCT / \prod_i (1 - PCS_i)$$

Lo óptimo en una dosimetría es alcanzar el mayor valor de IC posible, que nos aseguraría la mayor probabilidad de control tumoral con el mínimo daño a los órganos de riesgo.

Para calcular las PCT y PCS para un paciente en particular, se aplicará el modelo logístico,

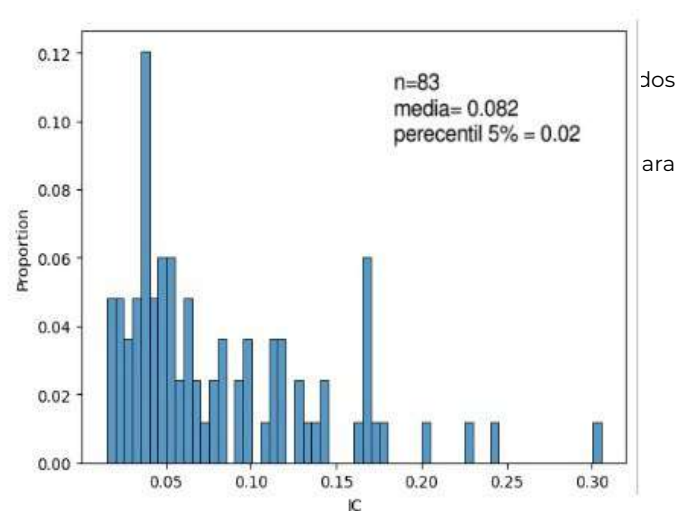
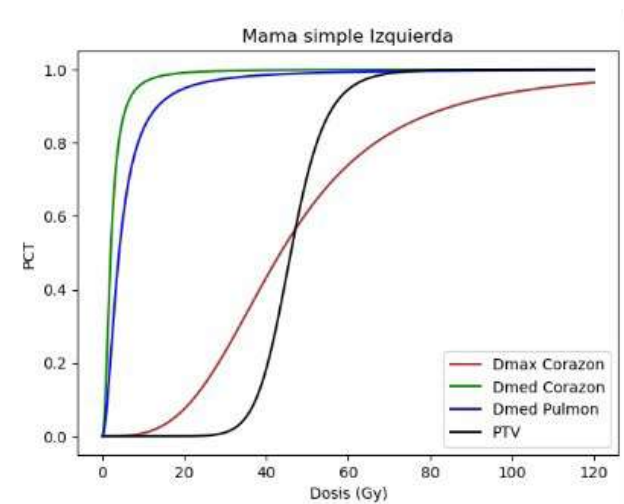
$$PCS = \frac{1}{1 + \left( \frac{D_{50} EQD2}{\gamma} \right)^4}$$

con

$$D_{50} = D_{media}$$

$$\gamma = \frac{D_{50}^2}{\sigma^2}$$

donde EQD2 es la dosis equivalente a la de un esquema de 2 Gy por fracción y D50 se calcula como la dosis media del objetivo dosimétrico de interés a partir de una muestra suficiente de pacientes. Se construye una curva PCS para cada objetivo dosimétrico en función de la arquitectura del órgano. Posteriormente se determina la distribución de los valores del IC en la muestra para establecer el estado de referencia del índice (ERI) para la patología en consideración.







| Técnica          | PTV Dmed |      | Corazón Dmax |      | Corazón Dmed |      | Pulmón Dmed |      |
|------------------|----------|------|--------------|------|--------------|------|-------------|------|
|                  | D50 (Gy) | γ    | D50 (Gy)     | γ    | D50 (Gy)     | γ    | D50 (Gy)    | γ    |
| Simple Der       | 46,08    | 2,20 | 2,62         | 0,69 | 0,80         | 0,64 | 4,67        | 0,61 |
| Simple Izq       | 46,00    | 2,67 | 43,49        | 0,81 | 2,00         | 0,50 | 4,06        | 0,45 |
| Compuesta (Der)  | 48,01    | 1,30 | 3,84         | 0,77 | 1,04         | 1,29 | 8,34        | 0,19 |
| Compuesta (Izq)  | 48,30    | 1,32 | 42,30        | 0,76 | 2,12         | 0,51 | 7,86        | 0,28 |
| Pared Comp (Der) | 45,70    | 3,50 | 4,35         | 0,56 | 0,84         | 1,93 | 8,43        | 0,27 |
| Pared Comp (Izq) | 46,23    | 9,33 | 44,43        | 0,97 | 2,12         | 0,62 | 8,38        | 0,74 |

La variabilidad del objetivo dosimétrico se ve reflejada en la pendiente de la curva, de forma que una menor pendiente nos da un rango más amplio de valores con una PCT aceptable. Esto no sucede para el valor de *Dmed* en corazón, donde la pendiente es tal que la curva se convierte en una función escalón, debido a la poca variabilidad que este requisito tiene para planificaciones en 3D.

## CONCLUSIONES

El trabajo de establecer el ERI es necesario para valorar qué variables dosimétricas son las más adecuadas. Esta herramienta adecuadamente sintonizada puede servir para aumentar la calidad de las dosimetrías del servicio, no obstante

encontrará su mayor potencial en optimización inversa, donde las variabilidades implicadas son mayores. Además de probar la eficacia del método en futuros tratamientos nos planteamos extender el mismo a optimización inversa.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> [1] IRENE FERNÁNDEZ. ALBA DÍAZ-MARTÍN. JUAN LUIS PÉREZ-MOLINA, EUGENIO RUIZ-EGEA. DAMIÁN GUIRADO. ANA MARÍA TORNERO-LÓPEZ. DESIGN AND APPLICATION OF A METRIC TO PERFORM ROUTINELY QUALITY ASSURANCE OF DOSE PLANS. PHYSICA MEDICA 52 (2018)
- <sup>2</sup> [2] DAMIAN GUIRADO. JOSE M DE LA VEGA. RAFAEL GUERRERO. ANTONIO M LALLENA. RADIOBIOLOGICAL PARAMETERS FOR BREAST CANCER: A MONTE CARLO ANALYSIS OF START TRIAL PUBLISHED RESULTS. BR J RADIOL. 2018 Nov; 91(1091): 20170979

# TRATAMIENTO DE MAMA CON HACES DE PROTONES PBS SIN CONTROL RESPIRATORIO

Pedrero de Aristizábal, D. (1); Cabello García, J. P. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Aguilar Redondo, P. B. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Ramón García, C. (1); Antolín San Martín, E. (1); Delgado Rodríguez, J. M. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra

## INTRODUCCIÓN

Está demostrado que existe una relación directa entre la dosis de radiación recibida por el corazón y la aparición de eventos coronarios importantes. Igualmente se observa una correlación entre la neumonitis radioinducida y el volumen de pulmón irradiado a una dosis determinada. Además, la probabilidad de desarrollar un tumor radioinducido aumenta con la dosis recibida en la zona circundante al volumen de tratamiento. Por todo esto, uno de los retos fundamentales del tratamiento radioterápico del cáncer de mama es el diseño un plan de irradiación que minimice de la dosis administrada al corazón y los pulmones, excluyendo la mama contralateral del campo de irradiación, manteniendo la cobertura de la mama ipsilateral dentro de los valores de prescripción pautados por el médico.





La posibilidad que ofrecen los haces de protones para generar distribuciones de dosis moduladas en profundidad los convierten en una técnica muy adecuada para el tratamiento radioterápico de mama. Su utilización implica la evaluación del impacto del movimiento respiratorio en la anatomía de la zona del tratamiento para determinar la necesidad o no del uso de un mecanismo de control respiratorio.

Basado en la evaluación de la magnitud del movimiento respiratorio y su efecto dosimétrico, se han comenzado a administrar en Clínica Universidad de Navarra tratamientos de mama con haces de protones (Pencil Beam Scanning, PBS) sin control respiratorio.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han evaluado 4 casos de mama (3 casos de mamas con ganglios y 1 caso de tratamiento parcial).

Para cada paciente se ha realizado un estudio de imagen 4DCT, obteniendo 8 conjuntos de imágenes CT en diferentes fases del ciclo respiratorio, con el objetivo de analizar el desplazamiento del centro de masas del CTV en cada fase respiratoria respecto su posición en el estudio de planificación, y cuantificar el impacto dosimétrico mediante el cálculo del plan de tratamiento en todas las fases.

La planificación se ha realizado mediante 2 haces, usando Múltiple Field Optimization (MFO), priorizando incidencias anteriores, evitando las incidencias tangenciales habitualmente utilizadas en tratamientos de mama con fotones, minimizando así el impacto del movimiento respiratorio (preferentemente en la dirección antero posterior del paciente), en la distribución de dosis administrada (FIGURA 1), optimizando robustamente utilizando 5 mm y 3 %.

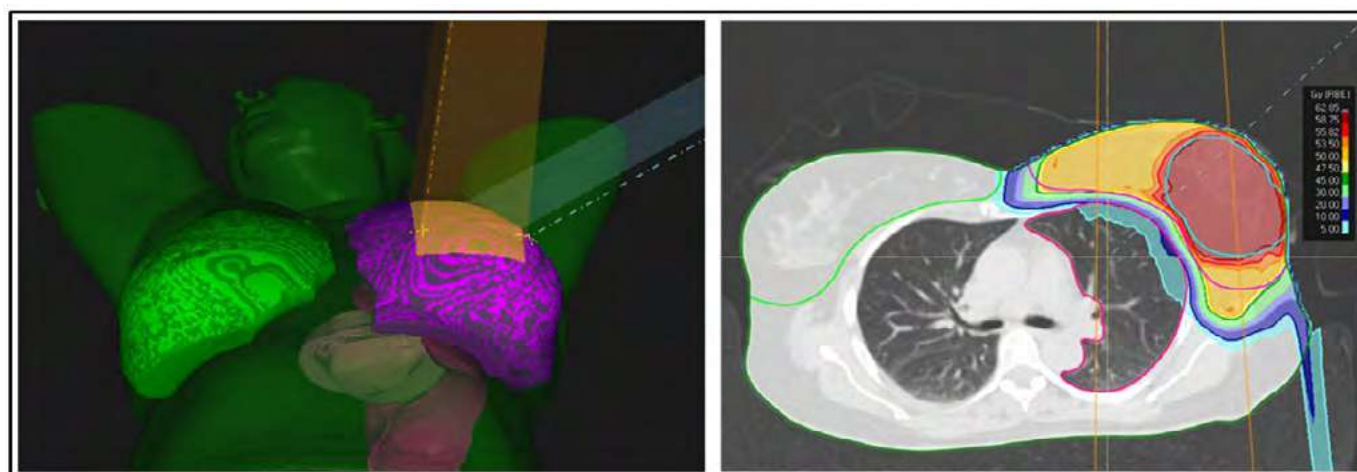


FIGURA 1: Geometría de irradiación para tratamientos de mama con PBS.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se muestran a continuación los valores máximos encontrados teniendo en cuenta todos los casos, para los desplazamientos máximos en cada dirección (izquierda-derecha, inferior-superior, anterior-posterior) del centro de masas del CTV de tratamiento debido al movimiento respiratorio y las diferencias máximas de cobertura en los CTV y dosis en el pulmón, corazón y mama contralateral en las distintas fases respiratorias respecto a los valores de la planificación basal:

| Desp. Izda-Dcha (mm)          |                                                | Desp. Inf-Sup (mm)                    |                                        | Desp. Ant-Post (mm)              |
|-------------------------------|------------------------------------------------|---------------------------------------|----------------------------------------|----------------------------------|
| 1                             |                                                | 2                                     |                                        | 1                                |
| CTV:<br>$\Delta V_{95\%}(\%)$ | Mama<br>contralateral:<br>$\Delta V_{5Gy}(\%)$ | Pulmón_ ipsi:<br>$\Delta V_{5Gy}(\%)$ | Pulmón_ ipsi:<br>$\Delta V_{20Gy}(\%)$ | Corazón:<br>$\Delta V_{5Gy}(\%)$ |
| 0.2                           | 0.1                                            | 7                                     | 1.5                                    | 1.1                              |

FIGURA 2: Desplazamientos máximos y máximas diferencias de cobertura del CTV y dosis en mama contralateral, pulmón ipsilateral y corazón.

## CONCLUSIONES

Los valores de los desplazamientos y la cuantificación del impacto dosimétrico del movimiento respiratorio permiten que se puedan administrar tratamientos de mama sin control respiratorio con haces de protones PBS.

## ESTADO DE REFERENCIA EN EQUIPO ELEKTA CLARITY

Bayón Llera, J. (1); Eugui Martínez, R. (1); Medina Cespedes, M. D. (1); Polo Cezón, R. (1); Jimenez Gonzalez, J. (1)

(1) Hospital Universitario Rey Juan Carlos

PALABRAS CLAVE: CLARITY

### INTRODUCCIÓN

Clarity es un equipo destinado a realizar el seguimiento de movimientos de próstata durante el tratamiento de radioterapia externa, por medio de una sonda ecográfica con precisión submilimétrica. Su finalidad es interrumpir la emisión de radiación si detecta que la próstata sale de su posición más allá de la tolerancia.

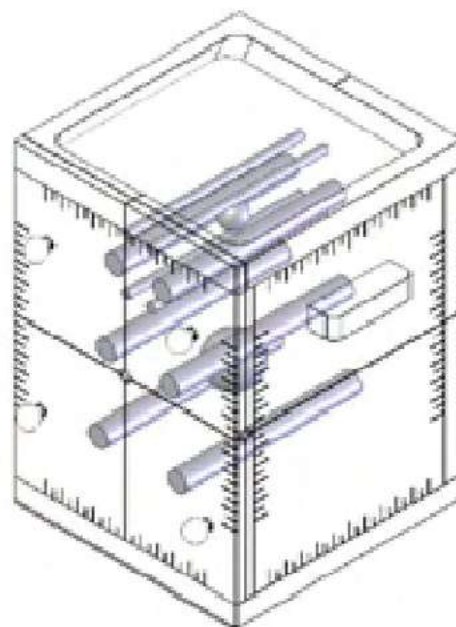
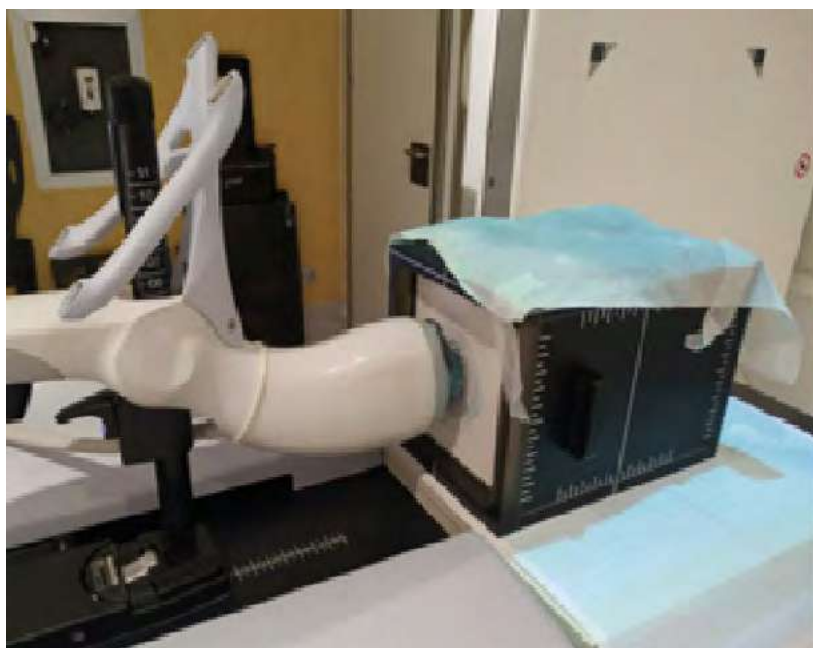
La caracterización de la sonda y la precisión a la hora de detectar movimientos puede presentar cierta dificultad si no se dispone de un maniquí específico que permita simular dichos movimientos.

Se describen los pasos seguidos para determinar la precisión del equipo durante la elaboración del estado de referencia del mismo.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para las pruebas de control de posición se sitúa el ecógrafo en su posición clínica dentro de la sala del acelerador y se enfrenta la sonda al maniquí de calibración diario que acompaña al equipo. Este maniquí dispone de unos insertos que pueden ser detectados por la sonda y marcados como objetivo de seguimiento del equipo. Los desplazamientos verticales se controlan introduciendo debajo de maniquí planchas de agua solida de 1 milímetro, los movimientos laterales y longitudinales se controlan desplazando el maniquí sobre una hoja de papel milimetrado. Los rangos de desplazamientos estudiados son de 1 a 10 mm en sentido vertical, de 10 a -10 mm en sentido lateral y de 1 a 6 mm en profundidad.

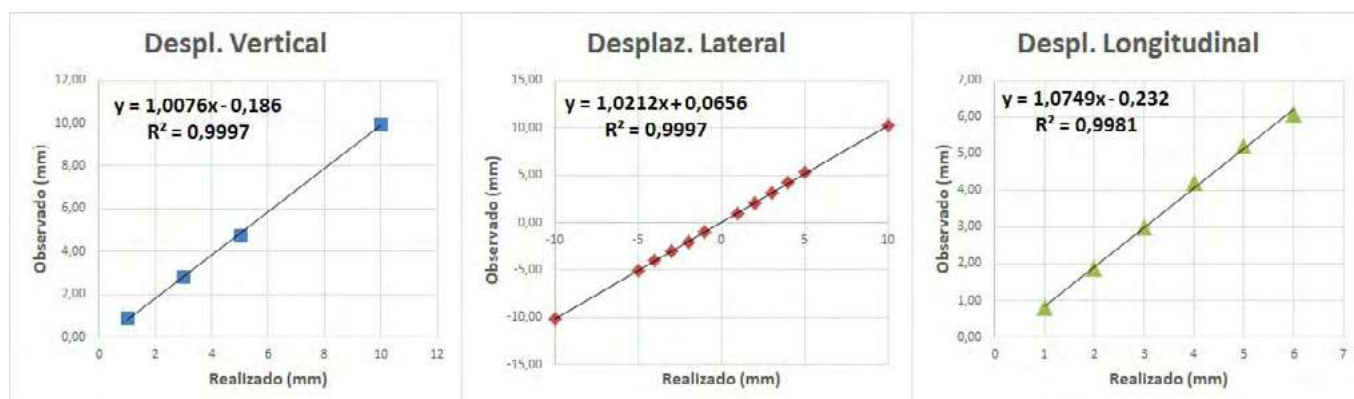
La verificación de la interrupción del tratamiento al salir de la posición de tolerancia, se realiza colocando el maniquí sobre la plataforma de un equipo que realiza movimientos de forma sinusoidal.



### RESULTADOS

La relación de linealidad entre la respuesta del ecógrafo y los movimientos realizados en el maniquí representa valores de pendiente de 1.01, 1.05 y 1.03 en sentido vertical, longitudinal y transversal respectivamente, con valores de R2 por encima de 0.998.

Se verifica la capacidad de interrupción del disparo al sacar el maniquí de la posición de equilibrio y su vuelta a disparar al volver a entrar el maniquí en posición.



## DISCUSIÓN

El conjunto formado por el ecógrafo, la sonda y el acelerador han sido validados encontrando una buena concordancia entre los desplazamientos realizados y los valores detectados por el ecógrafo. En la verificación, el maniquí se ha colocado con un desplazamiento conocido en una posición estática dando tiempo al equipo a que corrija la posición detectada hasta llegar el valor a una posición de equilibrio. Esto constituye la principal diferencia con el caso clínico, en la que la próstata está en constante movimiento. La comunicación con el acelerador y la interrupción y reanudación del acelerador se ha realizado simulando un movimiento periódico, pero no debería suponer una limitación al realizar movimientos de otra naturaleza.

## CONCLUSIONES

Se han realizado medidas de caracterización del equipo Clarity previas a su puesta en funcionamiento en la práctica clínica. La precisión de los desplazamientos está por debajo del milímetro en situaciones estáticas. La configuración del equipo permite determinar el margen de desplazamiento máximo tolerable y el tiempo que puede estar fuera de esa posición antes de cortar el disparo del acelerador.

# COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE DIFERENTES TÉCNICAS DE PLANIFICACIÓN PARA EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA EN RADIOTERAPIA

Castro Moreno, R. (1); Gonzalez Rodriguez, A. (1); Lozares Cordero, S. (1); Sanchez Casi, M. (1); Diez Chamarro, J. (1); Jiménez Puertas, S. (1); Gandía Martínez, A. (1); Villa Gazulla, D. (1); Hernandez Hernandez, M. (1); Font Gomez, J. A. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet

## INTRODUCCIÓN

La existencia de diferentes técnicas de tratamiento en radioterapia, hace necesaria una comparativa y una valoración de los resultados obtenidos dependiendo de la técnica empleada. Se han comparado los resultados obtenidos de la planificación de 20 pacientes de cáncer de mama, planificados de tres maneras diferentes, valorando diferentes parámetros como el índice de conformidad y las dosis medias absorbidas en órganos de riesgo.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se han tomado CT de planificación de 20 pacientes de cáncer de mama, 10 con boost y 10 sin boost. (Brilliance CT Big Bore, Philips).

Cada una de las pacientes se ha planificado de tres formas diferentes: 3D con haces tangenciales, VMAT con dos haces tangenciales (dos arcos cada uno) y VMAT con un haz que abarque el ángulo que va de tangencial a tangencial (dos arcos).

Se ha empleado un fraccionamiento de 26 Gy en 5 sesiones y de 29 Gy en 5 sesiones para el boost integrado.

Los tratamientos 3D fueron planificados con XiO v5.10.03 con un algoritmo de superposición para un acelerador lineal Oncor (Siemens) y los tratamientos VMAT con Mónaco v5.51 y algoritmo MonteCarlo para un acelerador Versa (Elekta).



Todas las planificaciones realizadas cumplen los constrains establecidos en el FAST Forward.

## RESULTADOS

En la tabla 1 se muestra el valor medio del índice de conformidad (IC) y de la dosis media absorbida corazón, en pulmón ipsilateral y pulmón contralateral en cada una de las técnicas empleadas, para las 20 pacientes de cáncer de mama.

|                                     | 3D     | SD    | Vmat (2 haz) | SD    | Vmat (1 haz) | SD    |
|-------------------------------------|--------|-------|--------------|-------|--------------|-------|
| $\bar{D}_{mean}$ corazon (cGy)      | 49.53  | 30.40 | 88.05        | 26.03 | 98.88        | 21.6  |
| $\bar{D}_{mean}$ pulm. Ipsi. (cGy)  | 163.46 | 26.03 | 216.17       | 47.12 | 241.36       | 35.58 |
| $\bar{D}_{mean}$ pulm. contra (cGy) | 12.34  | 21.63 | 37.52        | 8.86  | 77.91        | 17.98 |
| IC                                  | 0.65   | 0.08  | 0.86         | 0.03  | 0.89         | 0.04  |

TABLA 1: Valores medios obtenidos del estudio de 20 pacientes de cancer de mama planificadas para 3D, VMAT con un haz y VMAT con 2 haces tangenciales.

## DISCUSIÓN

- La dosis media absorbida en corazón en VMAT con 2 haces es 1.8 veces la absorbida en 3D, y en VMAT con un único haz 2 veces la absorbida en 3D.
- La dosis media absorbida en pulmón ipsilateral en VMAT con 2 haces es 1.3 veces la absorbida en 3D, y en VMAT con un único haz 1.5 veces la absorbida en 3D.
- La dosis media absorbida en pulmón contralateral en VMAT con 2 haces es 3 veces la absorbida en 3D, y en VMAT con un único haz 6.3 veces la absorbida en 3D.

Esta tendencia se acentúa a medida que vamos alejándonos del PTV.

El índice de conformidad sigue la tendencia contraria, mejorando al pasar de 3D a VMAT con 2 haces tangenciales y mejorando incluso más en VMAT con 1 haz.

## CONCLUSIONES

La planificación VMAT con dos haces tangenciales es una técnica a tener en cuenta, encontrándose a medio camino entre 3D y VMAT con un haz que cubre de tangencial a tangencial, ya que mejora los órganos de riesgo respecto de esta última, y mejora el índice de conformidad respecto de la planificación en 3D.

El tiempo de tratamiento es inferior en VMAT, por tanto, disminuyen la incertidumbre debida al movimiento del paciente durante el tratamiento.

# EXPERIENCIA DE USO CON EL SISTEMA DE CÁLCULO INDEPENDIENTE BASADO EN ALGORITMO MONTECARLO

Piñeiro Martínez, C. (1); Irazola Rosales, L. (1); Campo San Martín, V. (1); Sánchez Merino, G. (2); Lope Lope, R. (2); Cortés Rodicio, J. (1); Ruíz Pomar, J. (1); Martín González, T. (1)  
(1) Hospital Universitario de Álava

PALABRAS CLAVE: MONTE CARLO, SEGUNDO CÁLCULO

## INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es presentar la experiencia de uso de la aplicación de cálculo independiente VeriQA y cómo su uso ha influido en la toma de decisiones en relación a los algoritmos de cálculo que se utilizan para la planificación de los tratamientos. Se presenta aquí un análisis preliminar de los resultados de nuestra experiencia durante tres años. Se han comparado los algoritmos CollapseCone (CC) y Montecarlo (MC) de RaySearch con el algoritmo Montecarlo del sistema de cálculo redundante VeriQA de PTW.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se han optimizado y calculado planes para 30 *pacientes de tres* patologías diferentes (urológico, pulmón y orl) calculados 5 de cada con CC y 5 con MC. Para todos ellos se ha realizado el segundo cálculo con el algoritmo MC de VeriQA.



Se han comparado las dosis medias de los PTVs, así como la distribución de los valores del parámetro Gamma (3%/2mm, máximo global) según ref. para el plan total y para el PTV.

## RESULTADOS

El diagrama de cajas para los resultados del parámetro Gamma para el PTV respecto al algoritmo Montecarlo se muestra en la Figura.

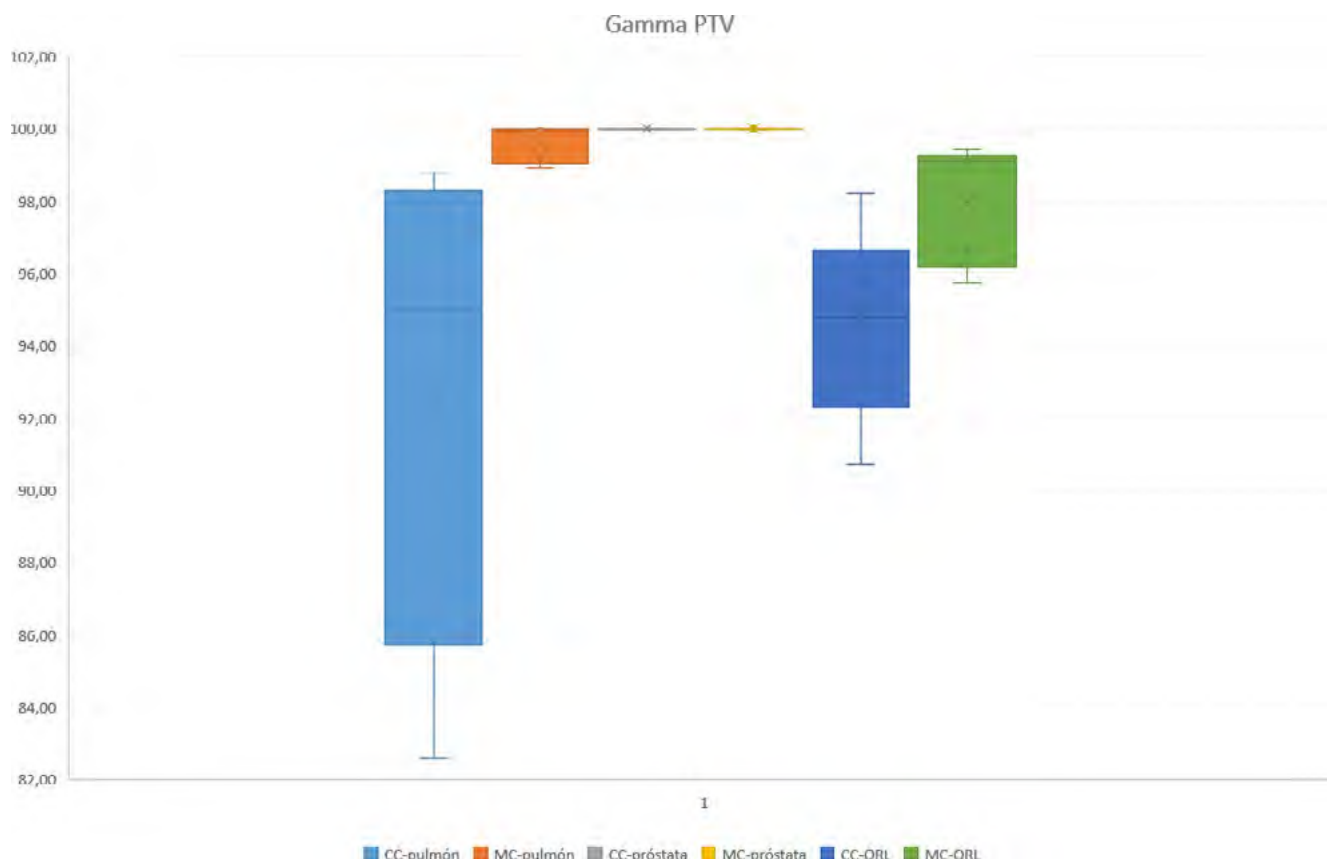


FIGURA: Diagrama de cajas de los valores Gamma 3% / 2mm obtenidos para los tres casos evaluados con los distintos algoritmos Colapse Cone y Montecarlo en RayStation.

Se muestra el valor promedio del resultado para los dos algoritmos comparados, asumiendo que se trata del mejor estimador del valor real del parámetro calculado frente a la diferencia del parámetro con los distintos algoritmos. Para minimizar la influencia del valor absoluto de los parámetros calculados se utiliza el logaritmo base 2 de los parámetros considerados en el análisis.

## DISCUSIÓN

En los diagramas de cajas se observa cómo los mejores resultados para los valores gamma se obtienen para los PTVs correspondientes a las lesiones de próstata. El algoritmo CC muestra unos pobres resultados en el cálculo en lesiones pulmonares, mientras MC obtiene buenos resultados en estas patologías. Por su parte, en tratamientos ORL se observan discrepancias con ambos algoritmos en el cálculo de RayStation respecto al de VeriQA, siendo mayores para el caso de CC.

En cuanto a las dosis medias de los PTVs, puede observarse que la menor dispersión se observa en los tratamientos de próstata en el cálculo con MC. Para los tratamientos de pulmón, la dispersión de los valores es relativamente alta para CC, viéndose reducida la diferencia de forma muy apreciable en el caso del cálculo con MC. En cuanto a la patología de ORL se encuentra un comportamiento similar al del pulmón con mejores resultados realizando el cálculo con el algoritmo de MC.

## CONCLUSIONES

El uso de algoritmo de MC (con un cálculo de deposición de dosis más cercano a la realidad) para el segundo calculo ha puesto de manifiesto la necesidad de utilizar algoritmos que sean comparables al realizar las planificaciones. En particular, y como cabía esperar, esta circunstancia es especialmente crítica en el caso de tratamientos de patologías en pulmón y, en menor medida, ORL.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/MP.12810](https://doi.org/10.1002/MP.12810)





## UNA HERRAMIENTA INFORMÁTICA PARA LA COMPROBACIÓN AUTOMÁTICA DE LA PRESCRIPCIÓN EN RADIOTERAPIA

Sánchez Galiano, P. A. (1); Sánchez Rupérez, J. (1); Villacé Gallego, A. (1); Crelgo Alonso, D. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Rodríguez Latorre, D. (1); Sanjosé Olmedo, D. (1); García Balsa, A. (1); Fernández García, J. (1)

(1) Hospital universitario central de Asturias

### INTRODUCCIÓN

Durante la planificación de los tratamientos de radioterapia se va conformando la distribución de dosis modulando el valor de los distintos parámetros. Para elegir la dirección adecuada hay que comprobar frecuentemente el cumplimiento de los límites de dosis prescritos. Esta tarea supone una parte significativa del tiempo dedicado al proceso de planificación y puede dar lugar a errores al ser repetitiva y tediosa. Esto la convierte en objetivo para la automatización.

En este trabajo se presenta un script para comprobar el cumplimiento de la prescripción médica de forma rápida.

### MATERIAL Y MÉTODO

El sistema de planificación de radioterapia Varian Eclipse v15.6 dispone de una interfaz de programación de aplicaciones que permite el acceso a las imágenes y prescripciones del paciente, los datos de configuración de los aceleradores lineales y las funciones de planificación de Eclipse denominada ESAPI. En particular posibilita la lectura de los límites de dosis prescritos y el cálculo de los histogramas de dosis-volumen de las distintas estructuras contorneadas. El script aquí presentado hace uso de esta biblioteca, está implementado en MS C# utilizando MS Visual Studio y se ejecuta desde dentro de Eclipse.

Al usuario se le presenta una ventana (fig. 1) donde elegir el plan a comprobar y el listado de las estructuras delineadas con el órgano prescrito asociado automáticamente. En el caso de que esta asociación no sea robusta se indica con un código de color y en todo caso se permite modificarla manualmente. Una vez están enlazados los contornos el programa analiza la prescripción, normaliza los valores, calcula los histogramas y presenta los resultados diferenciando con colores los límites que se cumplen de los que se sobrepasan. Hay que tener en cuenta que el formulario de prescripción permite la introducción de texto libre y que no existe un procedimiento estricto de introducción de los datos. Esto hace necesario la implementación de un traductor de inglés para los nombres de los órganos y de un analizador de texto para los valores de las restricciones.

Es posible analizar simultáneamente hasta tres planes, lo que resulta muy conveniente para comprobar si una modificación realizada mejora la dosimetría o no. En todo caso el cálculo se realiza en unos pocos segundos.

### DISCUSIÓN

Es cierto que las dosimetrías han de diseñarse modulando adecuadamente la distribución de la dosis y que los valores de los histogramas solo suponen una pequeña parte de la información de la planificación. Pero no es menos cierto que dichos valores han de ser conocidos y por tanto calculados varias veces durante el proceso, y que este cálculo repetitivo consume tiempo y puede dar lugar a errores. También resulta muy útil para la verificación de los planes ya que debería de ser una de las primeras comprobaciones a realizar. Por tanto entendemos que la automatización de su cálculo supone una considerable ayuda.

Los autores se ofrecen a compartir el código fuente con los desarrolladores que estén interesados.

## EVALUACIÓN ROBUSTA DE RAYSTATION PARA PLANIFICACIÓN SBRT EN NÓDULO PULMONAR

Irazola Rosales, L. (1); Sánchez Merino, G. (1); Campo San Martín, V. (1); Piñeiro Martínez, C. (1); Lope Lope, R. (1); Cortés Rodicio, J. (1); Martín González, T. (1); Ruiz Pomar, J. (1)

(1) Hospital Universitario de Álava

PALABRAS CLAVE: SBRT, MONTE CARLO, ROBUSTEZ

### INTRODUCCIÓN

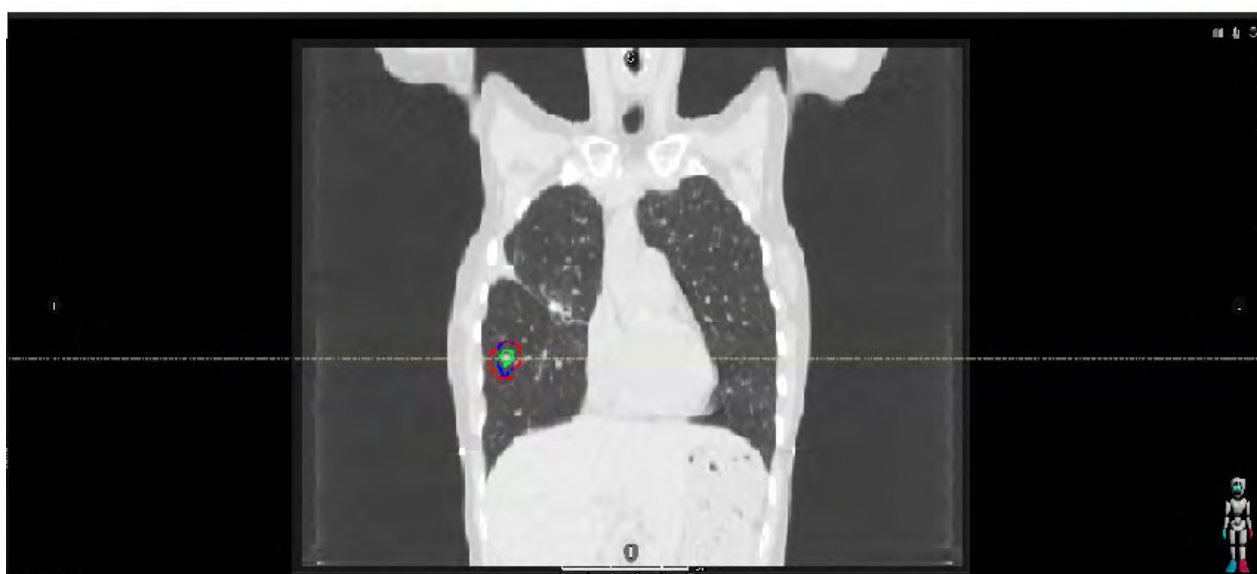
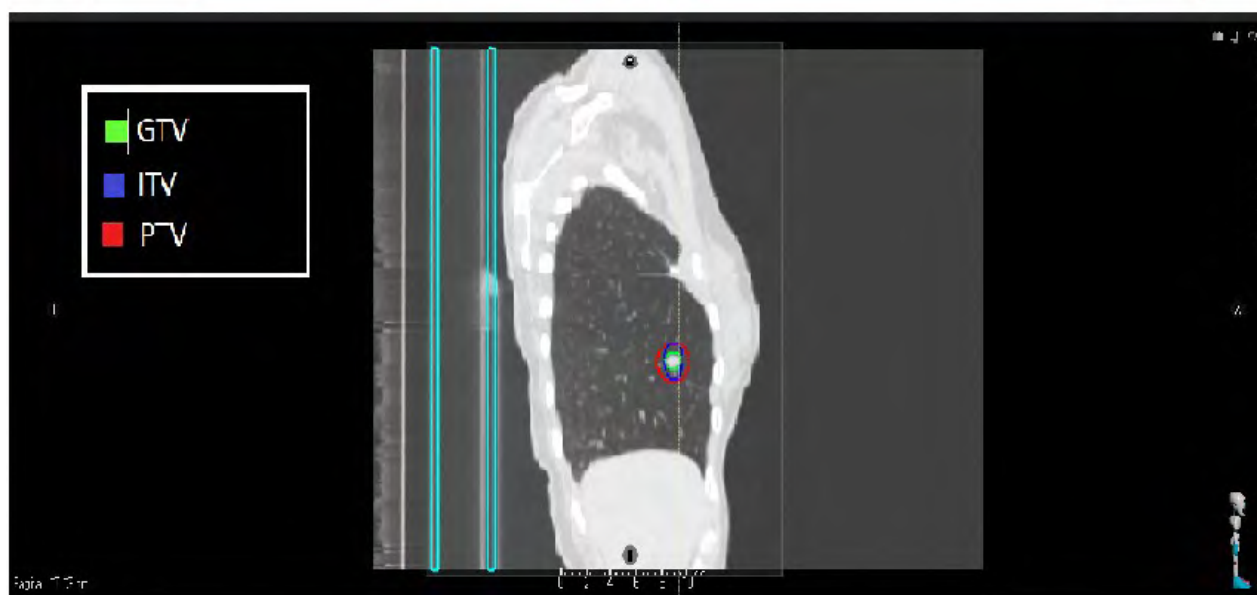
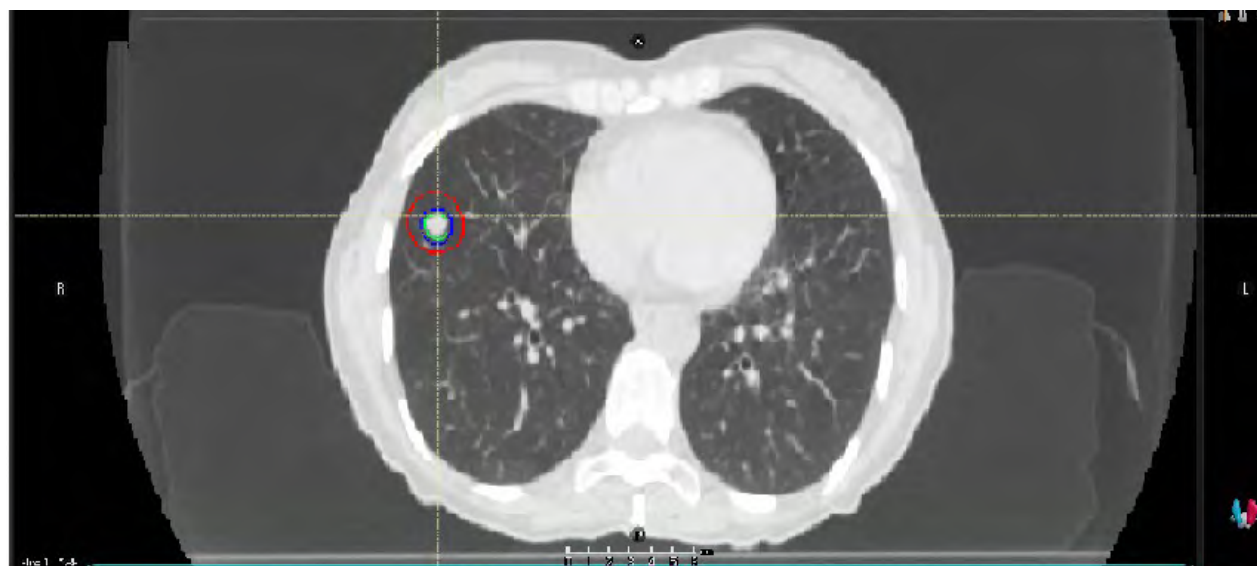
La patología pulmonar es una de las mayores beneficiadas a la hora de emplear técnicas de hipofraccionamiento dada a la impartición de una dosis muy elevada con un fuerte gradiente, minimizando el daño a tejido circundante. Resulta por ello imprescindible acotar el movimiento de la misma (en planificación y tratamiento) al ser lesiones generalmente muy móviles localizadas en regiones de alta heterogeneidad, dificultando el cálculo de dosis [1].



En este trabajo pretendemos analizar distintos escenarios en el tratamiento de esta patología, en términos de algoritmos de cálculo, movimientos durante la irradiación y densidades.

#### MATERIAL Y MÉTODO

Consideramos SBRT pulmonar con una localización especialmente complicada debido a su pequeño tamaño (GTV=0.96cc) y localización (rodeada de aire), para la que se realizaron 6 planificaciones clínicamente viables. Se tomó el TAC de planificación sin alterar y dos escenarios con densidad forzada a tejido blando (1 g/cc), en un caso el ITV (márgenes de 0.5cm en inf-sup y 0.2cm en las otras direcciones[2]) y el PTV en el otro (margen isótropo de 0.5cm [3] (Figural).



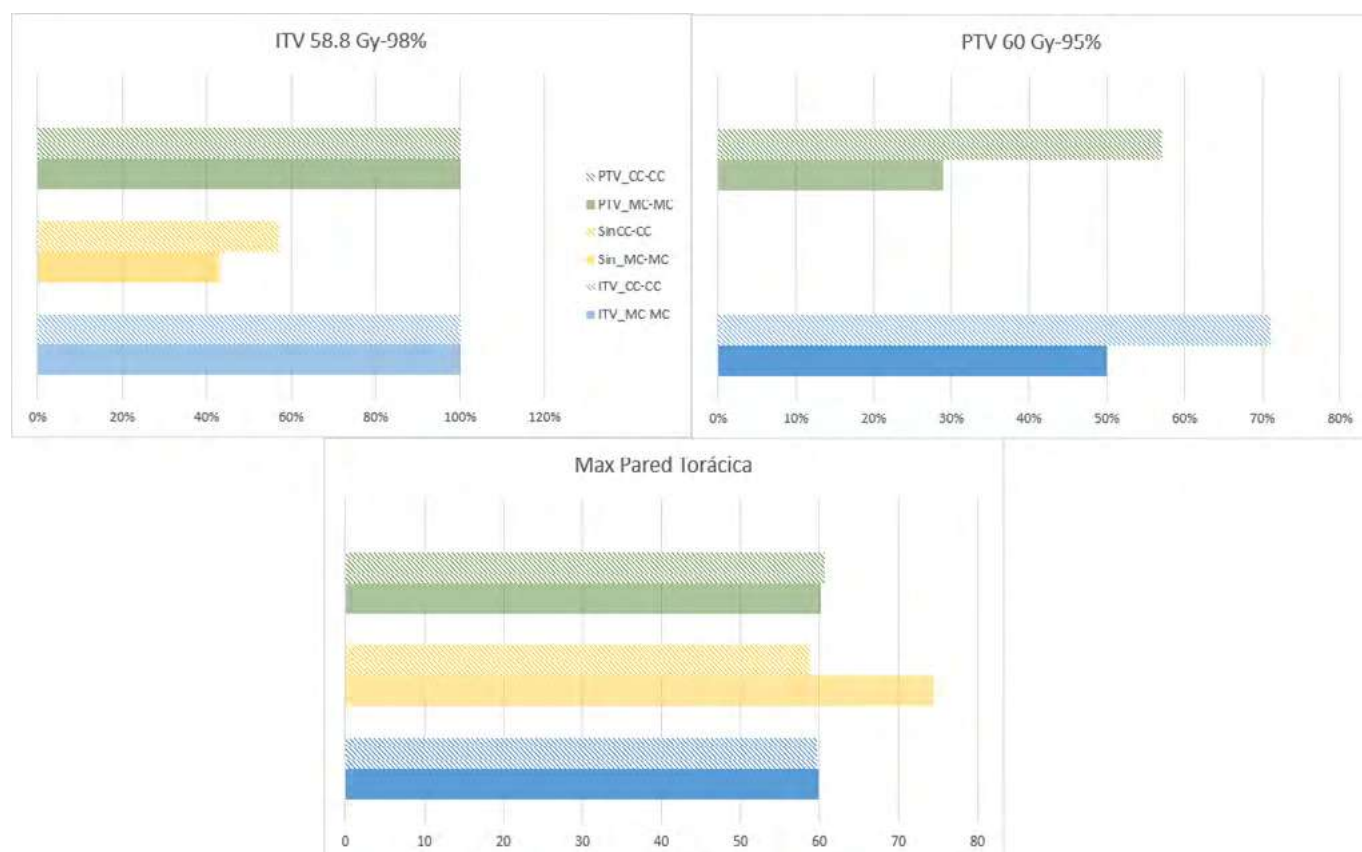
Se realizaron dos planificaciones para cada caso con los algoritmos Collapsed Cone v.5.6 y Monte Carlo v.1.6 de RayStation. Para las primeras, se calculó además la dosis final en MC con objeto de valorar la bondad del algoritmo. Finalmente, se realizó una evaluación robusta (empleando en cada caso el algoritmo correspondiente), considerando un movimiento de 0.5cm siguiendo biografía y recomendaciones clínicas [1,3] en todas las direcciones posibles (14 escenarios totales).



## RESULTADO

Partiendo de la premisa de que MC es un algoritmo más adecuado para el cálculo de dosis en estas zonas de alta heterogeneidad, observamos que al evaluar las diferencias obtenidas entre ambos algoritmos al repetir únicamente el cálculo final, se obtiene en todos los casos (para las mismas UM) una dosis menor con el algoritmo MC (4.9% en promedio), obteniendo las mayores diferencias (máx 10.7%) cuando el proceso se hace con CC y el cálculo final se repite con MC (6.7 vs. 3.7%).

Los resultados mostrados al analizar los distintos escenarios con un movimiento de 0.5cm, muestran mayores coberturas de las regiones de interés cuando el tejido circundante ha sido forzado a densidad tejido, cumpliendo en el 100% de los casos la cobertura de ITV y por encima del 50% la del PTV en el caso de planificación con ITV forzado, mientras que no habría diferencias significativas en el caso de los OAR (Figura2, % de escenarios que cumplen).



## CONCLUSIONES

Para este tipo de tratamientos los resultados indican la superioridad de los algoritmos MC y la conveniencia de forzar la región del ITV para lograr una mejor cobertura de la estructura a tratar en todos los escenarios posibles al considerar el movimiento de la misma durante el tratamiento. Se muestra igualmente el beneficio clínico de implementar la evaluación robusta como herramienta objetiva para la selección del mejor plan de tratamiento.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> DOI:10.1080/0284186X.2019.1648862

<sup>2</sup> DOI: 10.1016/j.radonc.2014.01.010

<sup>3</sup> DOI:10.1002/acm2.1303



# IRRADIACIÓN DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL: COMPARATIVA ENTRE DOS TÉCNICAS VMAT PARA EL CONTROL DE LA CAÍDA DE DOSIS EN LA ZONA DE UNIÓN

González Alcantud, I. (1); Sampayo Muñoz, A. (1); Díaz Martín, D. (1); Jiménez Vegas, D. (1); Niebla Piñero, A. (1); Portas Ferradás, B. C. (1); Alonso Alonso, S. (1); Álamo Jerez, D. (1)

(1) Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

PALABRAS CLAVE: SISTEMA NERVIOSO CENTRAL, VMAT, GRADIENTE, ZONA DE UNIÓN.

## INTRODUCCIÓN

La irradiación del Sistema Nervioso Central es uno de los tratamientos más complejos en radioterapia, debido a la longitud del volumen a tratar y a la limitación del tamaño máximo de los campos en los aceleradores lineales. Normalmente se precisa combinar y superponer los campos de tratamiento para conseguir tratar todo el volumen. El problema característico en esta irradiación es conseguir una distribución de dosis homogénea y conformada en la región de unión. Las posibles imprecisiones en el posicionamiento del paciente, sobre todo en la dirección longitudinal, pueden ocasionar una sobredosificación y/o infradosificación en esta zona. Para reducir el impacto del posicionamiento en la unión, los campos de tratamiento han de generar un gradiente lineal decreciente lo más extenso posible [1]. El objetivo de este trabajo se centra en analizar la calidad y robustez de dos técnicas de VMAT para conseguir controlar el gradiente en la zona de unión.

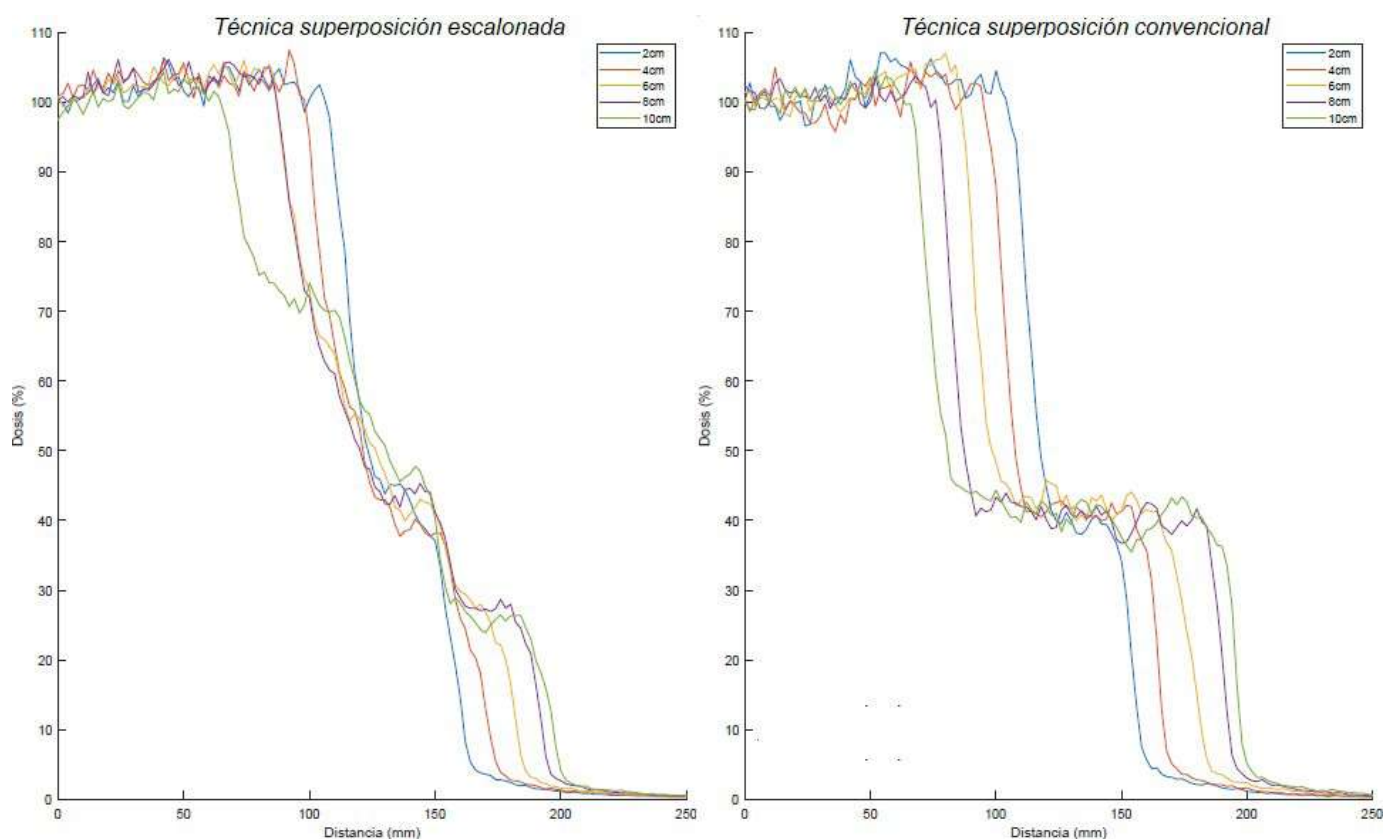
## MATERIAL Y MÉTODOS

Para el estudio se ha elegido un paciente de 35 años simulado en posición supino con máscara termoplástica. La simulación ha sido adquirida con un CT Aquilion LB Toshiba con cortes de 2 mm. El PTV resultante cubre el cerebro y el canal espinal, dando lugar a una longitud de 82 cm. La dosis prescrita en el volumen fue de 36 Gy en 20 fracciones. La planificación del tratamiento ha sido realizada en Monaco 5.51.10 para ser impartida en un Elekta Versa HD. Para conseguir cubrir todo el PTV, este se ha dividido en tres partes: PTV craneal, tratado con dos arcos enteros; PTV medio e inferior ambos tratados con dos arcos parciales de 180°-110° y 250°-180°. A la hora de realizar la optimización del plan se ha controlado el gradiente en las zonas de unión mediante la técnica de superposición convencional y mediante la técnica de superposición escalada [2]. Se han realizado cinco planes de VMAT para cada técnica con zonas de unión de 2, 4, 6, 8 y 10 cm, con la intención de controlar la caída del gradiente de dosis.

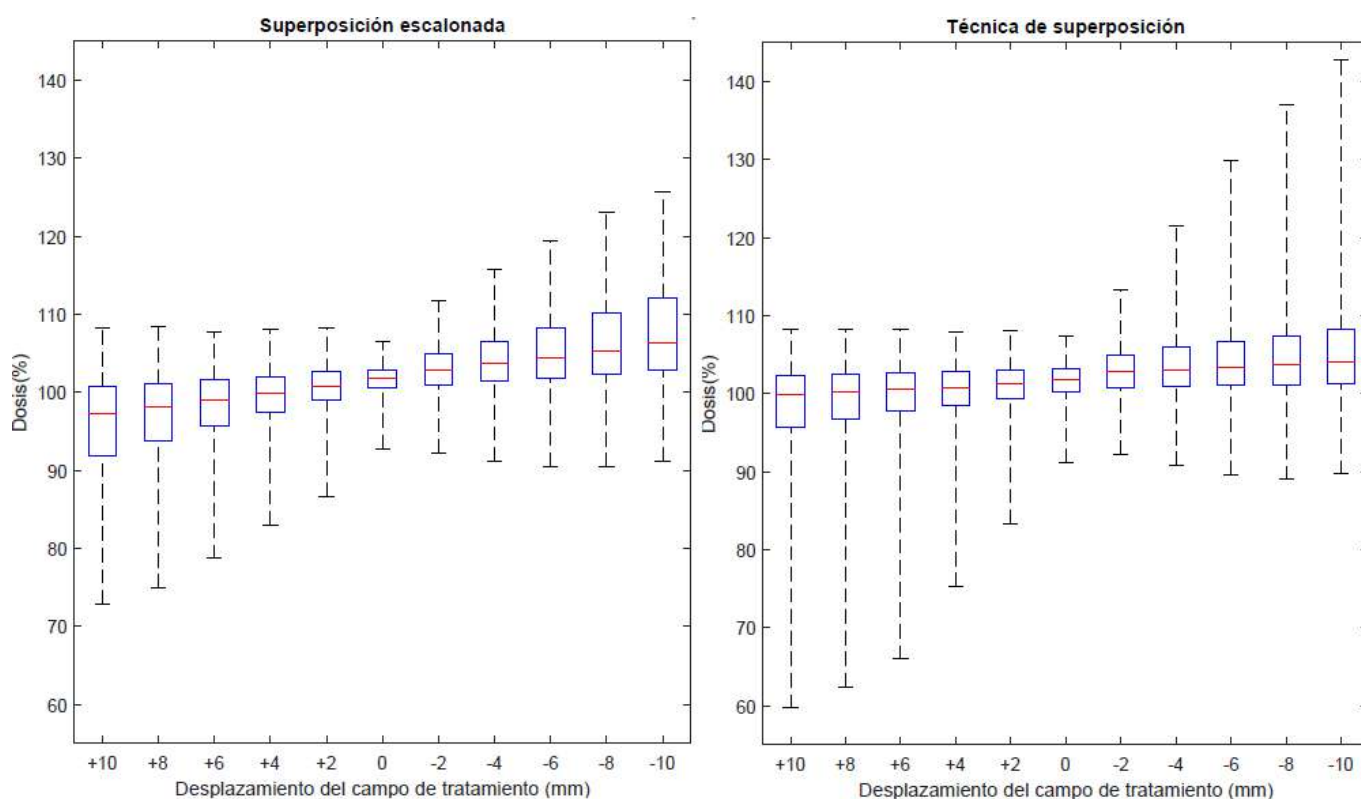
## RESULTADOS

Como se observa en la FIGURA 1, mediante la técnica de superposición convencional el perfil de dosis resulta ser constante en todas las zonas de unión, mientras que mediante la técnica de superposición escalonada el gradiente es decreciente monótono. Para analizar la calidad y robustez del plan, se ha simulado la dosis que recibirían las zonas de unión de 10 cm si los campos se desplazan en la dirección longitudinal en sentido anterior y posterior.





**Figura 1: Gradientes en la zona de unión**



**Figura 2: Distribución de dosis en la zona de unión de 10 cm, para diferentes valores de desplazamiento**

## DISCUSIÓN

Los perfiles de dosis uniformes generan zonas calientes/frías en la región de unión de mayor magnitud que los perfiles lineales decrecientes. La técnica de superposición escalonada permite controlar el gradiente de dosis, mientras que la técnica de superposición convencional genera perfiles de dosis uniformes independientemente del tamaño de unión.

## CONCLUSIONES



La técnica de superposición escalonada es superior a la convencional, dado que permite controlar el gradiente de dosis en la unión y reducir sobre/infra dosificaciones provocadas por errores de posicionamiento del paciente.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> STROJNIK, ANDREJ; MÉNDEZ, IGNASI; PETERLIN, PRIMOŽ. REDUCING THE DOSIMETRIC IMPACT OF POSITIONAL ERRORS IN FIELD JUNCTIONS FOR CRANIOSPINAL IRRADIATION USING VMAT. REPORTS OF PRACTICAL ONCOLOGY AND RADIOTHERAPY, 2016, VOL. 21, NO 3, P. 232-239.
- <sup>2</sup> WANG, KEQIANG, ET AL. PLAN QUALITY AND ROBUSTNESS IN FIELD JUNCTION REGION FOR CRANIOSPINAL IRRADIATION WITH VMAT. PHYSICA MEDICA, 2018, VOL. 48, P. 21-26.
- <sup>3</sup> SARKAR, B., ET AL. A LOW GRADIENT JUNCTION TECHNIQUE OF CRANIOSPINAL IRRADIATION USING VOLUMETRIC-MODULATED ARC THERAPY AND ITS ADVANTAGES OVER THE CONVENTIONAL THERAPY. CANCER/RADIOTHERAPIE, 2018, VOL. 22, NO 1, P. 62-72.

## DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLANTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (I): PRÓSTATA

Villar Vázquez, C. (1); Miguel Pérez, D. (2); Donis Gil, S. (1); del Castillo Belmonte, Á. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Soto Angona, R. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Agulla Otero, M. (1); Torres Cabrera, R. (1); Antón García, D. (1); Ruíz Aznar, M. (1); Pena Vaquero, S. (1); Frutos Baraja, J. M. (1); Arias López, M. Á. (1); Alonso Hernández, D. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid, (2) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

PALABRAS CLAVE: PLANIFICACIÓN, RADIOTERAPIA, PRÓSTATA, RAPIDPLAN, MCO, ÓRGANO DE RIESGO, VMAT

## OBJETIVO

Evaluar la diferencia entre las planificaciones de próstata de alto riesgo usando RapidPlan™ (RP) y Multi-Criterial Optimizer™ (MCO) con las realizadas mediante planificación inversa manual previas a la adquisición de las licencias anteriores.

## INTRODUCCIÓN

La planificación en Radioterapia está siendo mejorada con el uso de nuevas herramientas basadas en el *machine learning* y la potencia bruta de cálculo. Con este propósito, RP y MCO son 2 licencias de Varian para su planificador Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU). RP ofrece una estimación previa del Histograma Dosis-Volumen (HDV) fundamentada en la *planificación basada en el conocimiento* con modelos nutridos de casos clínicos. MCO explora el espacio multidimensional del plan para obtener una colección de dosimetrías alternativas y tomar la mejor decisión clínica.

## MATERIAL Y MÉTODO

Se analizaron 20 casos de pacientes tratados en nuestra institución en el año 2018 cuando las herramientas de planificación anteriores no estaban disponibles. La prescripción de la dosis fue de 72, 60 y 50.4 Gy para próstata, vesículas y pelvis, respectivamente. Se utilizaron tanto el modelo RP, entrenado con 400 pacientes, como MCO y se compararon sus HDV con los de la planificación original. El algoritmo de cálculo utilizado fue Acuros XB v16.1.2 con cálculos en GPU.

En el caso de las planificaciones con RP, se realizó una optimización sin intervención manual. Para el MCO, la planificación fue optimizada por un especialista.

Se evaluaron los HDV de los volúmenes blanco (PTV) y de los órganos de riesgo (OARs): vejiga, recto, bulbo del pene y cabezas femorales. La comparación de los planes se hizo a través de V95, V100 y DMáx para los PTVs; V40, V60, V70 y DMáx para OARs. Se analizarán también el tiempo de planificación y las unidades monitor (UM).

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos para los PTVs y OARs se encuentran resumidos en la TABLA 1. Para los PTVs, las diferencias en cobertura no son significativas (<5%). En vejiga, tanto RP como MCO mejoran al plan original, apreciándose más el efecto en dosis medias (V40). Para el recto, RP mejora al plan original con más énfasis en dosis altas (V70), mientras que MCO en todo el rango de dosis. Las dosis máximas en vejiga y recto apenas presentan diferencias (<1%) con el uso de RP y MCO. Las dosis en bulbo y cabezas femorales tampoco presentan diferencias significativas (<5%).

Los planes calculados con RP y MCO mejoran a los planes originales en promedio. El tiempo medio de cálculo en una planificación manual fue de 45 minutos, mientras que para RP fue de 5 y 12 minutos, respectivamente. Las UM en RP y MCO aumentaron



un 13.6% y un 27.8%, respectivamente. En todo caso la verificación con Portal Dosimetry resultó válida siguiendo el criterio Gamma (3mm, 3%) para cada uno de los supuestos.

## CONCLUSIÓN

Los tratamientos con RP y MCO mejoran los tratamientos calculados manualmente, tanto a nivel dosimétrico como de optimización del tiempo de trabajo. Existe una diferencia de dosis en los OARs significativa manteniendo la cobertura de los PTVs.

|                        |                    | RP Vs Original (%) | MCO Vs Original (%) |
|------------------------|--------------------|--------------------|---------------------|
| <b>PTV Próstata</b>    | V <sub>95</sub>    | -0.2               | 0.0                 |
|                        | V <sub>100</sub>   | 3.2                | -0.4                |
|                        | D <sub>Máx</sub>   | -0.6               | -0.3                |
| <b>PTV Vesículas</b>   | V <sub>95</sub>    | 0.1                | 0.1                 |
|                        | V <sub>100</sub>   | 0.2                | -1.1                |
| <b>PTV Pelvis</b>      | V <sub>95</sub>    | -0.9               | -0.4                |
|                        | V <sub>100</sub>   | -4.5               | -3.0                |
| <b>Vejiga</b>          | V <sub>40</sub>    | -29.5              | -73.9               |
|                        | V <sub>60</sub>    | -16.2              | -29.4               |
|                        | V <sub>70</sub>    | -4.4               | -11.9               |
|                        | D <sub>Máx</sub>   | -0.1               | 0.3                 |
| <b>Recto</b>           | V <sub>40</sub>    | -4.8               | -32.0               |
|                        | V <sub>60</sub>    | -10.6              | -35.4               |
|                        | V <sub>70</sub>    | -36.8              | -37.6               |
|                        | D <sub>Máx</sub>   | 0.5                | -0.2                |
| <b>Bulbo</b>           | D <sub>media</sub> | -3.3               | -1.1                |
| <b>C. Femoral der.</b> | D <sub>Máx</sub>   | -3.1               | -2.6                |
| <b>C. Femoral izq.</b> | D <sub>Máx</sub>   | -3.1               | 0.5                 |

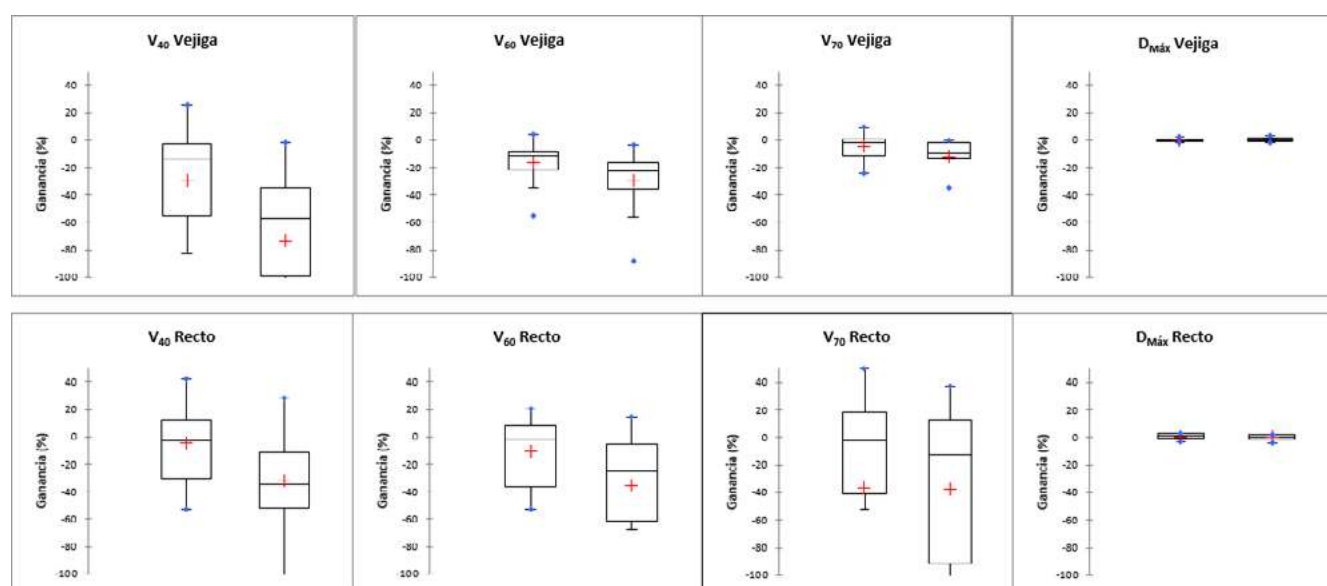


Imagen 1: Comparación de la dosis en vejiga y recto entre los distintos planes. En cada una de los diagramas de barras, los de la izquierda corresponden con RP Vs Original, mientras que los de la derecha corresponden con MCO Vs Original.



# RADIOTERAPIA EXTERNA EN EL TRATAMIENTO DE LA TAQUICARDIA VENTRICULAR REFRACTARIA: RESULTADOS Y EXPERIENCIA EN NUESTRO SERVICIO

de Areba Iglesias, J. (1); Aza Villarrubia, Z. (1); Álvarez Sánchez, V. (1); Bermúdez Luna, R. (1); Retorta Fernández, P. (1); Alcántara Carrió, M. D. P. (1); Martínez Barrio, D. F. (1)

(1) Hospital Clínico San Carlos

PALABRAS CLAVE: STAR, SABR, SBRT

## RESUMEN

El uso de la radioterapia fuera de la oncología se ha incrementado progresivamente a lo largo de las últimas décadas. Este abanico de aplicaciones es muy amplio, y abarca desde el manejo de los queloides en combinación con la cirugía, el tratamiento de la neumonía bilateral en pacientes infectados por SARS-CoV-2 y hasta el control de la gonartrosis dolorosa en el ámbito de la reumatología.

La radioterapia externa ha encontrado recientemente una nueva aplicación en el área de la cardiología, concretamente en el manejo de la taquicardia ventricular (TV) refractaria a la ablación con radiofrecuencia (RF). Se explica la técnica, los resultados publicados en la literatura y nuestra experiencia.

## OBJETIVOS

El objetivo de esta técnica es el control de la TV refractaria, un tipo de arritmia que presenta una especial consideración por su peligrosidad y pronóstico. Su abordaje depende en gran medida del estado hemodinámico del paciente. La ventaja de esta técnica, cuando la ablación por RF fracasa, es que no existe limitación en el volumen ni la profundidad de miocardio a tratar.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se imparte una única sesión de 25 Gy, de manera estereotáxica, a un PTV delimitado mediante imagen médica. El proceso se realiza en un mismo día, ya que no es invasivo, es ambulatorio y no requiere anestesia.

La simulación se realiza a partir de un TAC-4D respiratorio, adquirido en el simulador, y un cardioTAC-4D que permita discriminar las fases del ciclo cardíaco, con la inmovilización adecuada.

Se utiliza la técnica VMAT, usando hemiarcos coplanares, con energía X6FFF a tasa máxima de 1400 UM/min. Al no existir límites de dosis consensuados para esta técnica, donde el corazón es usualmente OAR, se conforma al máximo la dosis al PTV.

El plan se verifica con medida de dosis con cámara de ionización y análisis gamma de medida sobre maniquí de diodos. La verificación del posicionamiento del paciente se efectúa mediante CBCT con protocolo de SBRT de pulmón. El tiempo total estimado de tratamiento ronda las 4-6 horas. Tras tratamiento, el paciente queda en observación y comienza progresiva retirada de antiarrítmicos.

## RESULTADOS

Los estudios publicados avalan la técnica en pacientes de TV refractaria, ya que las TV disminuyen significativamente [1], [2].

Se han tratado N=3 pacientes en nuestro servicio. Uno causó éxitos por motivos ajenos al procedimiento, previa disminución de TV. Otro fue sometido a trasplante, previa ablación del foco arritmogénico. El último fue dado de alta con desaparición de

TV sostenidas. El efecto se pudo observar a los pocos días, a pesar de que en la literatura se describen períodos de meses. En la tabla 1 se presentan algunos datos dosimétricos y en la tabla 2 resultados del QA.

## CONCLUSIONES

A pesar de que el mecanismo mediante el cual la radioterapia a altas dosis por fracción actúa sobre esos focos arritmogénicos no se conoce con certeza [3], las publicaciones y estudios en marcha avalan su uso en pacientes que sufren TV refractaria.

El HCSC participa actualmente en los ensayos STOPSTORM y RANIT.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> [1] CLIFFORD G. ROBINSON ET AL., "PHASE I/II TRIAL OF ELECTROPHYSIOLOGY-GUIDED NONINVASIVE CARDIAC RADIOABLATION FOR VENTRICULAR TACHYCARDIA", 2019, CIRCULATION, VOL. 139, NO. 3.



- <sup>2</sup> [2] CAROLA GIANNI ET AL., "STEREOTACTIC ARRHYTHMIA RADIOABLATION FOR REFRACTORY SCAR-RELATED VENTRICULAR TACHYCARDIA", 2020, HEART RHYTHM, VOL. 17, NO. 8.
- <sup>3</sup> [3] DAVID M. ZHANG ET AL., "CARDIAC RADIOTHERAPY INDUCES ELECTRICAL CONDUCTION REPROGRAMMING IN THE ABSENCE OF TRANSMURAL FIBROSIS", 2021, NATURE COMMUNICATIONS, VOL. 12, NO. 5558.

## ECLIPSE SCRIPTING API PARA LA REVISIÓN DE PLANIFICACIONES DE RADIOTERAPIA

Barranco López, A. (1); González Lizarraga, Í. (1); Sánchez Cortés, C. (1); Castán Guerrero, C. (1); Vera Tena, D. (1); Calvo Carrillo, S. (1); Ortega Pardina, P. (1); García Romero, A. (1); Gómez González, N. (1); Jiménez Albericio, J. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

PALABRAS CLAVE: SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO, ECLIPSE, SCRIPTING

### INTRODUCCIÓN

El sistema de planificación de tratamientos (TPS) Eclipse incorpora una interfaz de programación de aplicaciones (API) que permite acceder a gran cantidad de datos de forma automática. Haciendo uso de la API se ha desarrollado una aplicación, "AutoCheckList", que automatiza el proceso de revisión de planificaciones. Esto iría en la línea de soluciones disponibles comercialmente, como PlanCheck de Sun Nuclear.

### MATERIAL Y MÉTODOS

AutoCheckList se ha programado en C# con la API de Eclipse 15.6. También se hace uso de python para representar en un gráfico 3D las situaciones de colisión, aunque no es estrictamente necesario. Muchas de las funciones implementadas se basan en nomenclatura, como es difícil trabajar de forma estandarizada, se hace uso de expresiones regulares y diccionarios de alias para cubrir un amplio rango de posibilidades.

### RESULTADOS

Las verificaciones que realiza son:

1. Comprueba la Id del TC de planificación.
2. Crea una nota de centraje a partir de los marcadores que se colocan en los perdigones y comprueba si estos están bien colocados.
3. Comprueba la correcta nomenclatura de órganos bilaterales según su coordenada x.
4. Comprueba que esté puesta la mesa de tratamiento.
5. Existencia de campos de colocación con los parámetros adecuados.
5. Comprueba la velocidad de gantry.
6. Existencia de prescripción y punto con límites de dosis.
7. Coincidencia entre la prescripción, el punto con límites de dosis y la planificación.
8. Alerta en el caso de tratamientos hiperfraccionados.
9. En tratamientos hipofraccionados comprueba si se han elegido los arcos como SRS ARC y que las imágenes de TC sean cada mm.
10. UM/cGy por fracción menor que 4.
11. Algoritmo de cálculo adecuado.
12. Tabla de tolerancias asignada a los campos.
13. Se cumplan los límites de dosis de la prescripción, sacando los datos del DVH.
14. Riesgo de colisión.
15. Si hay bolus, que los haces lo tengan asociado y que aparezca en la nota de centraje.
16. Que el "volumen objetivo" tenga seleccionada una estructura de tipo PTV.
17. Comprueba que todos los campos tengan la misma energía, y según la profundidad del PTV (teniendo en cuenta los pulmones), alerta si se elige mal.
18. Diferencia la etapa de la vía clínica en la que se está ejecutando, en la revisión final además se comprueba que:





- el curso de QA está completado.
- el plan seleccionado esté aprobado.
- las UM del plan seleccionado coincidan con las de los planes de QA.
- tenga gating (en Breath Hold o SBRT de pulmón).

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Gracias a la integración de las aplicaciones desarrolladas con la API de Eclipse en el propio TPS, "AutoCheckList" se ha incorporado al flujo de trabajo habitual y se ejecuta en todas las planificaciones realizadas en nuestro servicio. Permite ahorrar tiempo de revisión con una mejora de la calidad en las planificaciones generadas, reduciendo la posibilidad de error humano. Sirva como ejemplo la desaparición de las colisiones producidas en el acelerador gracias a la función 15 mencionada.

# TIEMPOS DE PARADA EN RADIOTERAPIA

Hernández González, D. (1); Castro Tejero, P. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Roch González, M. (1); Honorato Hernández, S. (1); Talaya Alarcón, M. S. (1); Rubiato Aragón, R. (1); Carroceda González, S. (1); Zaragoza Cocero, L. (1); Tortosa Caparros, E. (1)  
(1) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: OPTIMIZAR TIEMPOS PARADA

## INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de radioterapia, una interrupción del mismo, por pequeña que sea va a ir en detrimento de la probabilidad del control tumoral (TCP). Esta falta de continuidad en las sesiones puede ser tolerable o inaceptable dependiendo del tipo de carcinoma que se esté tratando.

Los mantenimientos preventivos de los aceleradores lineales son obligados y necesarios por lo que las interrupciones de los tratamientos se van a producir irremediablemente. Hay que intentar minimizar los tiempos que la máquina no está operativa para impartir tratamientos a los pacientes

El objetivo de este trabajo es analizar las interrupciones no deseadas de un acelerador lineal

## MATERIAL Y MÉTODOS

VARIAN Siemens Healthineers Company ha decidido realizar un cambio en el Programa de Mantenimiento Preventivo (PMP) de los aceleradores Clinac pasando de 4 PMPs (8 días) a 3 PMPs (6 días) anuales, reduciendo los días en los que la máquina no está disponible para impartir tratamientos a los pacientes.

Se han analizado interrupciones provocadas por incidencias en la máquina Clinac 2300iX a lo largo del año 2020, cuando se implementó el protocolo de 3 PMPs por parte de VARIAN.

Se propuso aumentar las PMPs en 4 revisiones para el año 2021 y 2022, manteniendo el número total de días de parada propuesto por la casa comercial, para incrementar la disponibilidad del equipo, en 6 días. La disposición de VARIAN fue total y aceptó la propuesta. En el año 2021 y 2022 se han realizado 2 PMPs de dos días y otras 2 PMPs de un día.

Se han estudiado de nuevo las interrupciones no programadas a lo largo del año 2021 y del año 2022.

Se ha tenido en cuenta que una jornada de trabajo equivale a 14 horas y un turno de trabajo son 7 horas de tratamiento de pacientes.

## RESULTADOS

En el año 2020, cuando se implementó el nuevo protocolo de 3 PMPs, se han observado muchas más interrupciones no programadas respecto a años anteriores. El número de horas que la máquina no ha estado operativa para poder tratar pacientes es de 127 horas, lo que supone un total de 18 turnos de trabajo, 9 días completos de tratamientos. Muchas de estas interrupciones ocurrieron en fechas previas a la revisión programada de la máquina.

Durante el año 2021 se observa un descenso del 46% del tiempo de paradas no programadas respecto del año 2020. El tiempo total de paradas es 69 horas, lo que equivale a 10 turnos de tratamientos, como se puede observar en la tabla 1.

En el año 2022 el tiempo de paradas no programadas es de 70 horas, similar al del año 2021. El número de turnos es exactamente igual que en el año 2021, como se muestra en la tabla 1.



### Tiempo de parada no programada Clinac2300-iX

| Año                           | 2020      | 2021      | 2022      |
|-------------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Número de PMPs                | 3 (6días) | 4 (6días) | 4 (6días) |
| Horas de parada NO programada | 127       | 69        | 70        |
| Días de tratamiento           | 9         | 5         | 5         |
| Turnos                        | 18        | 10        | 10        |

Tabla1. Tiempo de parada NO PROGRAMADA Clinac 2300-iX. El día de tratamiento equivale a 14 horas de trabajo. Los turnos de trabajos equivalen a 7 horas.

#### CONCLUSIONES

Minimizar los tiempos de parada, programadas o no, es fundamental para tener una mayor probabilidad del control tumoral.

La colaboración entre las empresas y los hospitales es fundamental para optimizar los programas de mantenimiento y minimizar los tiempos de parada de los aceleradores.

## DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLANTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (II): PULMÓN

Villar Vázquez, C. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Soto Angona, R. (1); Miguel Pérez, D. (1); Donis Gil, S. (1); Castillo Belmonte, Á. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Agulla Otero, M. (1); Pena Vaquero, S. (1); Torres Cabrera, R. (1); Antón García, D. (1); Ruíz Aznar, M. (1); Frutos Baraja, J. M. (1); Arias López, M. Á. (1); Alonso Hernández, D. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

PALABRAS CLAVE: PLANIFICACIÓN, VMAT, PULMÓN, RAPIDPLAN, MCO, ÓRGANOS DE RIESGO, RADIOTERAPIA

#### OBJETIVO

Continuar con la evaluación de la diferencia entre las planificaciones de cáncer de pulmón usando RapidPlan™ (RP) y Multi-Criterial Optimizer™ (MCO) con las realizadas mediante planificación inversa manual previas a la adquisición de las licencias anteriores.

#### INTRODUCCIÓN

Este estudio es la continuación de un análisis previo, con pacientes con cáncer de próstata de alto riesgo, en el que se analizaron las diferencias existentes en el Histograma Dosis-Volumen (HDV) entre la planificación inversa manual y la obtenida a través del uso de RP y MCO. Se pretende realizar un análisis similar para pacientes con cáncer de pulmón.

#### MATERIAL Y MÉTODO

Se analizaron 10 casos de pacientes tratados en nuestra institución en el año 2020 cuando las herramientas de planificación anteriores no estaban disponibles. La prescripción de la dosis fue de 66 Gy. Se utilizaron tanto el modelo RP, entrenado con 100 pacientes, como MCO y se compararon sus HDV con los de la planificación original. El algoritmo de cálculo utilizado fue Acuros XB v16.1.2 con cálculos en GPU.

Igual que en el estudio anterior, en las planificaciones con RP se realizó una optimización sin ninguna intervención manual. Para el MCO, se optimizó la planificación por un especialista.

Se evaluaron los HDV del volumen blanco (PTV) y de los órganos de riesgo (OARs): corazón, pulmones, esófago y médula espinal. La comparación de los planes se hizo a través de V95, V100, DMáx para el PTV; V30 V40, V60 y DMed para corazón; V20, V30 y DMed para pulmón; V35, V50, DMed y DMáx para esófago y DMáx para médula espinal (ME). Se analizará también el tiempo de planificación y las unidades monitor (UM).

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos para los PTV y OARs se encuentran resumidos en la TABLA 1. Para el PTV, las diferencias en V95 y D<sub>Máx</sub> no son significativas ( $\approx 5\%$ ), existiendo mejoras para V100. En corazón, tanto RP como MCO mejoran al plan original,

apreciándose más el efecto para MCO. Para el pulmón, existe una mejora en ambos casos. En ME la mejora significativa ( $>5\%$ ) se obtiene con MCO. Para el caso del esófago, RP y MCO mejoran al plan original, aunque MCO en mayor grado.

Los planes calculados con RP y MCO mejoran a los planes originales en promedio. El tiempo medio de cálculo en una planificación manual fue de 45 minutos, mientras que para RP fue de 5 y 15 minutos, respectivamente. Las UM en RP y MCO aumentaron un 12.2% y un 23.7%, respectivamente. En todo caso, la verificación con Portal Dosimetry resultó válida siguiendo el criterio Gamma (3mm, 3%) para cada uno de los supuestos.

## CONCLUSIÓN

Los tratamientos con RP y MCO mejoran a los calculados manualmente, tanto a nivel dosimétrico como de optimización del tiempo de trabajo. En PTV, RP y MCO obtienen mejores resultados que los originales, siendo RP quien obtiene los mejores resultados. En OARs, RP y MCO mejoran los resultados obtenidos originalmente, ofreciendo MCO una mayor ganancia.

|        |                  | RP Vs Original (%) | MCO Vs Original (%) |
|--------|------------------|--------------------|---------------------|
| PTV    | V <sub>95</sub>  | 0.1                | -0.8                |
|        | V <sub>100</sub> | -0.7               | -1.2                |
|        | D <sub>Máx</sub> | 0.3                | 0.9                 |
| Vejiga | V <sub>40</sub>  | -2.9               | -20.5               |
|        | V <sub>45</sub>  | -3.3               | -27.4               |
| Recto  | V <sub>40</sub>  | -6.3               | -30.9               |
|        | V <sub>45</sub>  | -44.7              | -87.2               |

Tabla 1: Diferencias relativas en PTV y OARs para RP y MCO respecto al plan original.

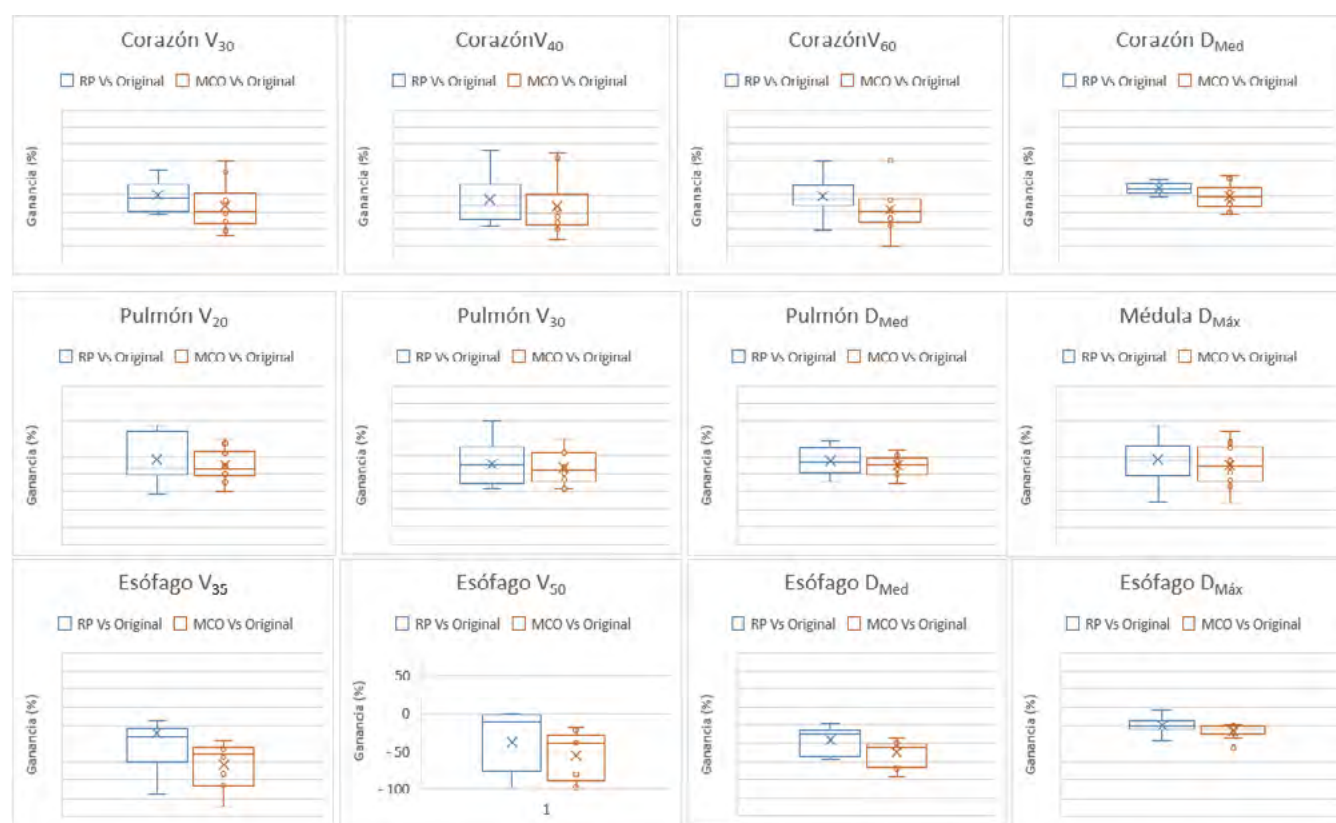


Imagen 1: Comparación de la ganancia en dosis para OARs entre los distintos planes.



## DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS TRAS LA IMPLANTACIÓN DE RAPIDPLAN Y MULTI-CRITERIAL OPTIMIZER (III): ENDOMETRIO O CÉRVIX

Villar Vázquez, C. (1); Soto Angona, R. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Miguel Pérez, D. (1); Donis Gil, S. (1); Castillo Belmonte, Á. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Agulla Otero, M. (1); Torres Cabrera, R. (1); Antón García, D. (1); Arias López, M. Á. (1); Ruíz Aznar, M. (1); Frutos Baraja, J. M. (1); Alonso Hernández, D. (1); Pena Vaquero, S. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

PALABRAS CLAVE: PLANIFICACIÓN, RADIOTERAPIA, ENDOMETRIO, CÉRVIX, RAPIDPLAN, MCO, ÓRGANO DE RIESGO, VMAT

### OBJETIVO

Continuar con la evaluación de la diferencia entre las planificaciones de cáncer de endometrio o cérvix usando RapidPlan™ (RP) y Multi-Criterial Optimizer™ (MCO) con las realizadas mediante planificación inversa manual previas a la adquisición de las herramientas anteriores.

### INTRODUCCIÓN

Este análisis se trata de la continuación de dos estudios previos, con pacientes de cáncer de próstata de alto riesgo o de pulmón, en los que se observaron las diferencias obtenidas en el Histograma Dosis Volumen (HDV) haciendo uso de las herramientas RP y MCO frente al obtenido a través de una planificación inversa manual. Se quiere realizar un estudio similar para pacientes que sufren cáncer de endometrio o cérvix.

### MATERIAL Y MÉTODO

Se analizaron 10 casos de pacientes tratados en nuestra institución en el año 2020 cuando las herramientas de planificación anteriores no estaban disponibles. La prescripción de la dosis fue de 45 Gy. Se utilizaron tanto el modelo RP, entrenado con 100 pacientes, como MCO y se compararon sus HDV con los de la planificación original. El algoritmo de cálculo utilizado fue Acuros XB v16.1.2 con cálculos en GPU.

Al igual que en anteriores estudios, en el caso de las planificaciones con RP, se realizó una optimización sin ninguna intervención manual. Para el MCO, se optimizó la planificación por un especialista.

Se evaluaron los HDV del volumen blanco (PTV) y de los órganos de riesgo (OARs): vejiga y recto. La comparación de los planes se hizo a través de V95, V100 y DMáx para el PTV; V40 y V45 para OARs. Se analizarán también el tiempo de planificación y las unidades monitor (UM).

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos para los PTV y OARs se encuentran resumidos en la TABLA 1. Para el PTV, las diferencias en cobertura no son significativas (<5%). En vejiga, las mejoras con RP no son significativas (<5%), mientras que sí lo son con el uso de MCO. En el caso del recto, se producen mejoras con RP y MCO, siendo mayores en el caso de MCO.

Los planes calculados con RP y MCO mejoran a los planes originales en promedio. El tiempo medio de cálculo en una planificación manual fue de 30 minutos, mientras que para RP fue de 5 y 10 minutos, respectivamente. Las UM en RP disminuyeron un 1.2%, mientras que con MCO aumentaron un 8.4%. En todo caso la verificación con Portal Dosimetry resultó válida siguiendo el criterio Gamma (3mm, 3%) para cada uno de los supuestos.

### CONCLUSIÓN

Los tratamientos con RP y MCO mejoran a los calculados de forma manual, tanto a nivel dosimétrico como de optimización del tiempo de trabajo. Para el primer caso, existe una mayor mejora para MCO. Mientras que, para el segundo caso, RP es más eficiente. Existe una diferencia de dosis en los OARs apreciable, a la vez que se mantienen los valores de referencia del PTV sin variaciones significativas.

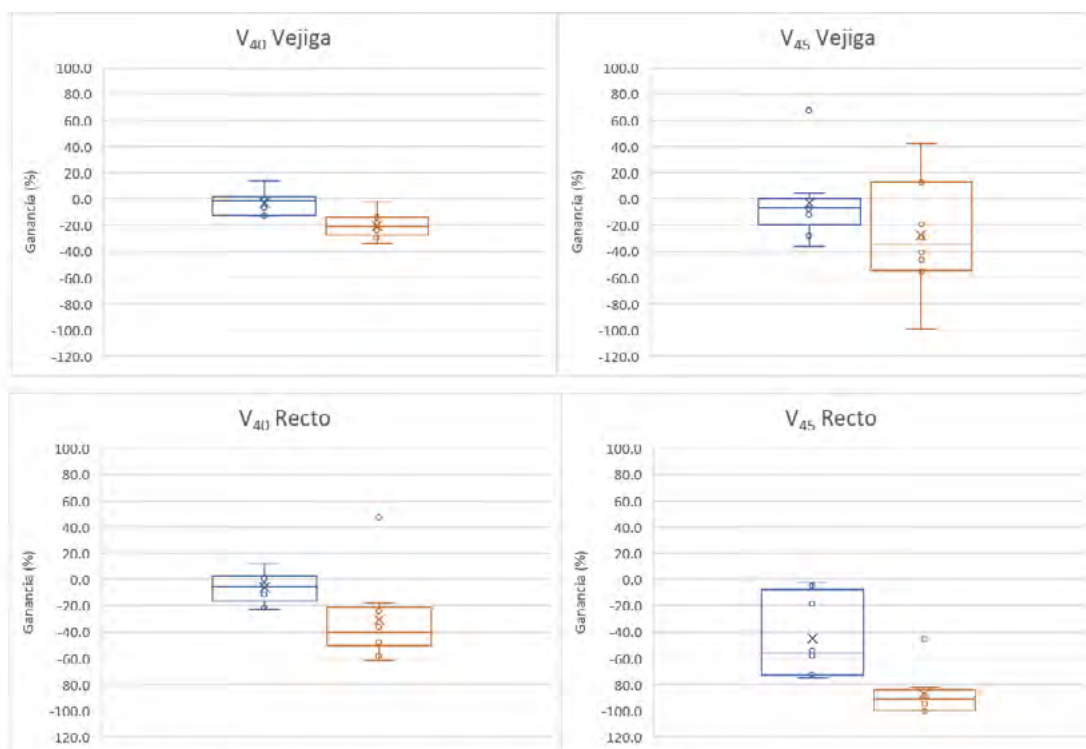


Imagen 1: Comparación de la dosis en vejiga y recto entre los distintos planes. Los datos de la izquierda se corresponden con RP Vs Original, mientras que los de la derecha se corresponden con MCO Vs Original.

## AUTOMATIZACIÓN DEL CONTORNEO DE ESFERAS DE ALTA DOSIS PARA LA TÉCNICA LATTICE EN ECLIPSE

Calatayud Jordán, J. M. (1); Carmona Meseguer, V. (1); Gimeno Olmos, J. (1); Ruiz Rodríguez, J. C. (1); Lliso Valverde, F. (1); Pérez Calatayud, J. (1)

(1) Unidad de Radiofísica, Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia

PALABRAS CLAVE: LATTICE, C#, SFRT, ECLIPSE

### INTRODUCCIÓN

En el marco de la radioterapia espacialmente fraccionada (SFRT), la técnica Lattice consiste en administrar dosis elevadas en regiones internas esféricas del GTV en una sola fracción impartiendo una menor dosis a la totalidad del GTV de forma fraccionada, evitando así comprometer el tejido sano o los órganos de riesgo (OAR) cercanos<sup>1</sup>.

La localización de estas esferas requiere unas condiciones determinadas de separación entre ellas, diámetro y distancia al borde del GTV<sup>1</sup> para la planificación. No obstante, existe cierta disparidad en la literatura acerca de estos parámetros<sup>1,2</sup>. En nuestro centro se escoge 1 cm de diámetro con una separación mínima de 4 cm, siendo el margen al contorno del GTV y a OARs de 1,5 cm.

En este trabajo se presenta un script que permite crear estas esferas cumpliendo las condiciones necesarias para la técnica y reduciendo tanto el tiempo dedicado a la preparación de las estructuras como la posible variabilidad durante el contorneo.

### METODOLOGÍA

El programa está escrito en C# para su ejecución en Eclipse v15.5.12. La interfaz (Fig. 1) permite seleccionar el diámetro de las esferas, su separación mínima, el volumen de partida, Vini y el margen respecto a éstos, mint. El resto de parámetros se describen a continuación.





Fig.1 Interfaz del programa.

El programa crea el volumen del Lattice (VL) añadiendo el margen mint a Vini y evitando los OARs y una estructura auxiliar (Vaux) a partir de VL con un margen interno equivalente al radio de las esferas.

Para cada plano transversal de Vaux se crea una malla rectangular de puntos a partir del contorno de la estructura con una separación entre puntos seleccionable (parámetro "grid"), escogiéndose aquellos dentro de Vaux.

A continuación, se calcula la matriz de distancias entre puntos para obtener los conjuntos de puntos que satisfagan la separación mínima exigida. Para crear las esferas se escoge el conjunto con mayor número de puntos que minimice:

$$f(d, z, a, b) = a/\left(\frac{\sigma_d}{\mu_d}\right)^2 + b/\left(\frac{\sigma_z}{\mu_z}\right)^2$$

Siendo d la distancia del centro de cada esfera al borde de Vaux, y z la correspondiente coordenada de los centros. Desde la interfaz se pueden seleccionar los parámetros a y b.

## RESULTADOS

La Fig. 2 muestra un ejemplo empleando a = b = 1, con 1,2 cm de grid. El tiempo de cálculo, de minutos, es factible desde el punto de vista del flujo de trabajo clínico.

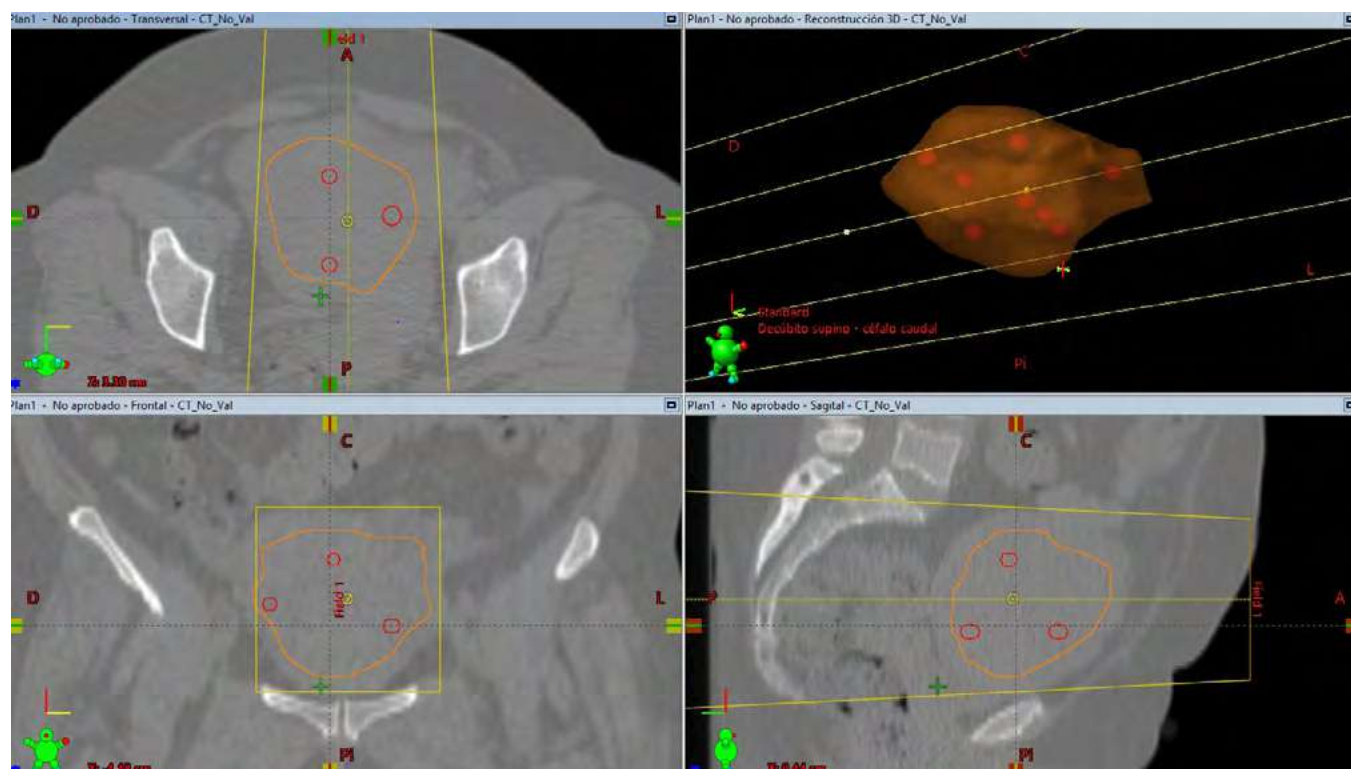


FIG. 2. Ejemplo de colocación de esferas en un tratamiento de Lattice mediante el programa.



La posición de las esferas es reproducible para una determinada configuración de parámetros y volúmenes.

## DISCUSIÓN

La interfaz permite variar diversos parámetros, dando flexibilidad al programa. De esta forma, se pueden generar distintas distribuciones de esferas sin necesidad de contornearlas manualmente cada vez, evitando el posible error en su colocación. La finalidad es obtener el máximo número de puntos dentro de VL con la máxima uniformidad.

## CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos con este programa pueden ser de ayuda para la obtención rápida y reproducible de las esferas del Lattice. No obstante, debe prevalecer el criterio clínico para su colocación frente al resultado del programa.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> Wu, X., PÉREZ, N. C., ZHENG, Y., XIAOBO, ET AL. (2020) THE TECHNICAL AND CLINICAL IMPLEMENTATION OF LATTICE RADIATION THERAPY (LRT). RADIAT. RES. 194(6), 737-746.
- <sup>2</sup> DURISETI, S., KAVANAUGH, J., GODDU, S., ET AL. (2021) SPATIALLY FRACTIONATED STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY (LATTICE) FOR LARGE TUMORS. ADV. RADIAT. ONCOL. 6(3), 6.



## VERIFICACIONES END-TO-END PERIÓDICAS DEL PROCESO DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS EN RADIOTERAPIA EXTERNA

Vera Tena, D. (1); Garcia Romero, A. (2); Calvo Carrillo, S. (1); González Lizárraga, I. (1); Castán Guerrero, C. (1); Barranco López, A. (1); Ortega Pardina, P. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza

**PALABRAS CLAVE:** END-TO-END, PROCESO DE ELABORACIÓN DE PLANES, CONTROL DE CALIDAD

### INTRODUCCIÓN

Las verificaciones *end-to-end* (E2E)<sup>1</sup> se recomiendan para la realización de controles periódicos de la cadena de producción de planes de tratamiento en un servicio de física. Involucran todas las etapas que habitualmente se utilizan con los pacientes reales, desde la adquisición de imagen, pasando por la segmentación de volúmenes hasta llegar al tratamiento de un plan en la propia unidad de tratamiento. El objetivo de este trabajo es exponer la puesta en marcha y resultados de dos verificaciones E2E para VMAT llevadas a cabo en nuestro servicio.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado como paciente un maniquí RANDO Alderson debido a la visualización de estructuras óseas. Se han escogido dos tipos de planes representativos de la mayor parte de las técnicas de VMAT que se realizan en el servicio. Por un lado, se generó un plan de SRS con el inmovilizador TruPoint (CIVCO) y por otra un plan de pulmón, ambos de VMAT y para un acelerador TrueBeam con el planificador Eclipse (v. 15.6) (Varian Medical Systems) y un colimador MLC HD120. Se utilizó una TC GE-HiSpeed2 para la adquisición de imagen. Las etapas incluidas en la verificación incluyen: comprobación de la transferencia de imágenes, comprobación de dimensiones y de volúmenes de un PTV y un OAR, verificación de los planes generados con todos los sistemas de verificación disponibles, posicionamiento en máquina, procedimiento de IGRT y dosis en el interior del maniquí con placas radiocrómicas EBT-3 en un plano axial. Los programas de verificación de planes de tratamiento que se utilizan son PerFraction (Sun Nuclear), Compass (IBA) y PDIP (Varian). Para la medida de dosis en el punto se emplea una cámara de ionización nanoRazor (IBA Dosimetry) y un maniquí con forma cúbica de agua sólida.

### RESULTADOS

El nuestro servicio, los resultados que se obtienen en todas las etapas son satisfactorios, dentro de los intervalos de tolerancia establecidos. Como muestra presentamos el resultado del test de IGRT realizado para SRS (figura 1) y la comparativa entre dosis prevista y medida con placa radiocrómica para el volumen irradiado en SRS (figura 2).

| IGRT                                  |              |                |            |
|---------------------------------------|--------------|----------------|------------|
|                                       | CBCT INICIAL | CBCT INICIAL 2 | CBCT FINAL |
| Vrt (cm)                              | 0,05         | 0,01           | 0          |
| Lng (cm)                              | -0,01        | 0              | 0          |
| Lat (cm)                              | 0            | -0,02          | -0,02      |
| Rot (°)                               | -1,2         | 0              | 0          |
| Cabeceo (°)                           | 0,2          | -0,1           | -0,1       |
| balanceo (°)                          | -0,4         | 0              | 0          |
| si/no APLICADOS                       | SI           | NO             | NO         |
| DESPLAZAMIENTOS PROPUESTOS TRAS PLACA |              |                |            |
| PLACA MV GIRO MESA                    | LAT (cm)     | LONG (cm)      | ROT (°)    |
| Mesa 45 grados                        | -0,02        | 0              | -0,3       |
| Mesa 90 grados                        | -0,02        | 0              | 0          |
| Observaciones                         |              |                |            |

FIGURA 1. Resultados de la colocación del maniquí RANDO siguiendo el procedimiento habitual con dos CBCT iniciales y uno final para evaluar el movimiento intrafracción. Tras cada giro de mesa se realiza una placa para comprobar que el isocentro no se mueve del lugar esperado

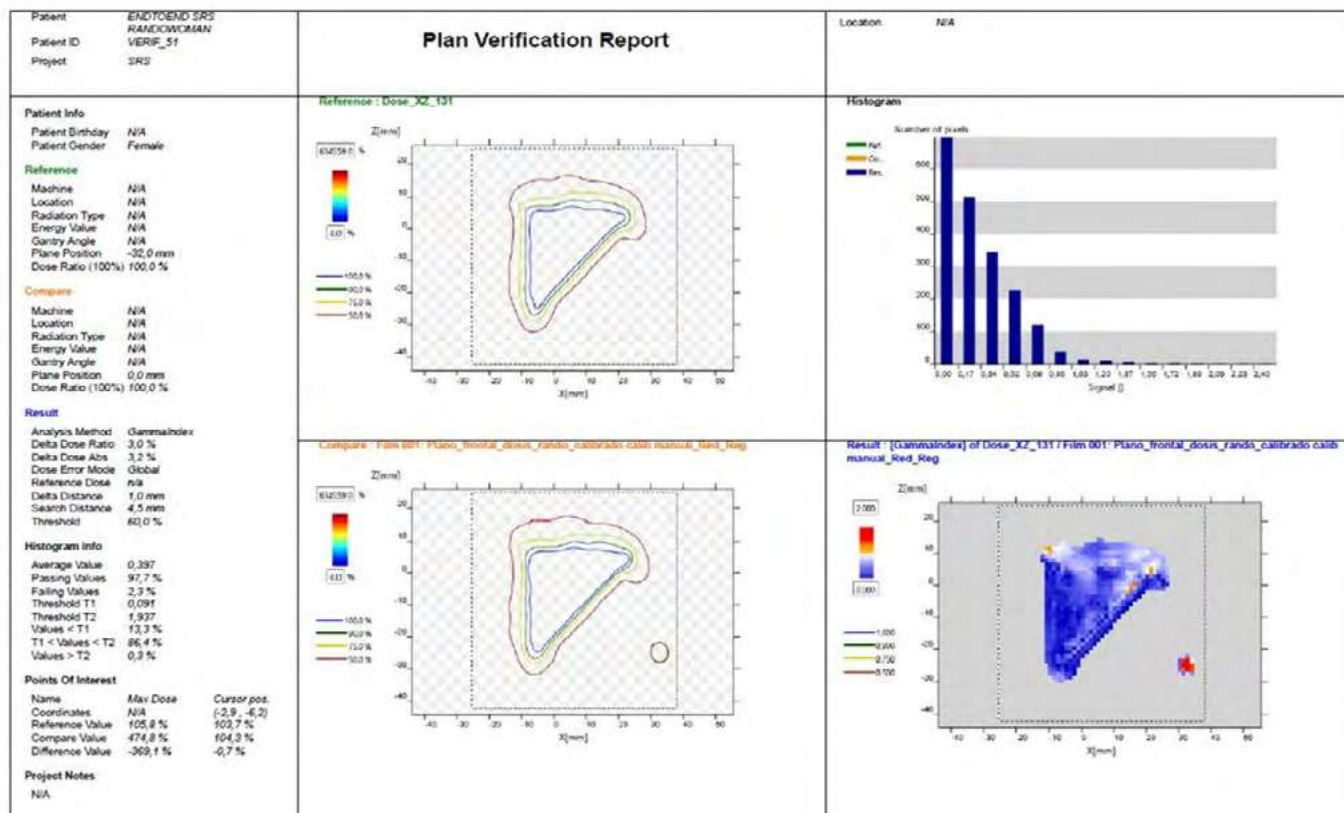


FIGURA 2.- Resultado de la comparación con placa radiocrómica entre la dosis absorbida prevista y la impartida al maniquí, para un volumen tipo de SRS.

Como resultado fuera de tolerancia, en el test E2E SRS se pone de manifiesto la limitación de tamaño de detector del sistema Dolphin. No se han detectado valores fuera de tolerancia para el resto de pruebas, ni para SRS ni para VMAT de pulmón, cuyos resultados se omiten aquí por falta de espacio.

## CONCLUSIONES

El test E2E anual permite verificar distintos aspectos del proceso de planificación y tratamiento radioterápico. Dependiendo del tipo de plan, pone de manifiesto también limitaciones de los sistemas de verificación.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> FOLLOWILL DS, CLARK CH, KRON T. CLINICAL 3D DOSIMETRY IN MODERN RADIATION THERAPY. 1ST ED. CRC PRESS; 2017. 22 P



## ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DE LA OPTIMIZACIÓN BIOLÓGICA GEUD EN ESTRUCTURAS AUXILIARES DE CONFORMACIÓN

García Balsa, Á. (1); Sánchez Ruipérez, J. (1); Hierro Rivero, A. (1); Díaz Aviñó, C. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); San José Olmedo, D. (1); Villacé Gallego, A. (1); Rodríguez Latorre, D. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Crelgo Alonso, D. (1); Sánchez Galiano, P. (1); Fernández García, J. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias

PALABRAS CLAVE: GEUD, OPTIMIZACIÓN BIOLÓGICA

### INTRODUCCIÓN

Con el paso del tiempo la complejidad de los tratamientos de IMRT-VMAT ha aumentado considerablemente. En este trabajo se investiga la herramienta de optimización biológica gEUD en estructuras auxiliares de conformación (anillos) con el objetivo de ver su influencia en la planificación para su implementación en la práctica clínica.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para evaluar cómo afecta en los tratamientos la optimización biológica se realizan planes usando Eclipse15.6 (Varian) donde se ha modelado un TrueBeam con un MLC120-Millennium. El algoritmo de optimización usado es el PO.15.6.04, el algoritmo de cálculo AAA-v15.6. Todos los planes se han realizado empleando dos arcos completos de 6MV, normalizados a la mediana.

Se ha planificado simulando un maniquí ficticio homogéneo de radio 10cm y longitud 40cm. En él se ha contorneado un PTV cilíndrico de radio 2.5cm y longitud 6cm.

Los anillos generados tienen un radio interior a 1mm, 2mm, 5mm y 1cm del PTV y un radio exterior fijo a 2cm de este. Para cada anillo se ha variado la dosis por fracción entre 2Gy/fx, 5Gy/fx y 12Gy/fx y los valores del parámetro "a" usados en la optimización son 1, 5, 10, 20 y 40.

Para cada anillo se ha optimizado de la siguiente manera:

- PTV: DVH-inferior D100%=DosisPrescripción; DVH-superior D0%=DosisPrescripción; Prioridad=100
- Anillo: gEUD-superior=25% de la DosisPrescripción; Prioridad=50
- NTO: automático; Prioridad= 50

No se realiza ninguna interacción durante el proceso de optimización una vez fijados los objetivos.

Para analizar la influencia de estos parámetros se evalúa el D2%, D10%, y Dmed de los anillos y D98%, D95%, D2% del PTV.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La *Figura1* muestra los resultados obtenidos en el anillo.

1. Para D2% y D10% el aumento del valor de "a" implica una reducción de dosis altas de hasta un 10%. No aparecen diferencias importantes para valores de  $a > 20$ . Por tanto, este valor es adecuado si se desea reducir dosis altas fuera del PTV y órganos en serie.
2. El menor valor de dosis media se obtiene para  $a=10$ , con una diferencia del 4-5% respecto al resto de valores de "a". Este valor sería adecuado para optimizar órganos en paralelo. Incluso mejorando la optimización de  $a=1$  (equivalente a la dosis media).



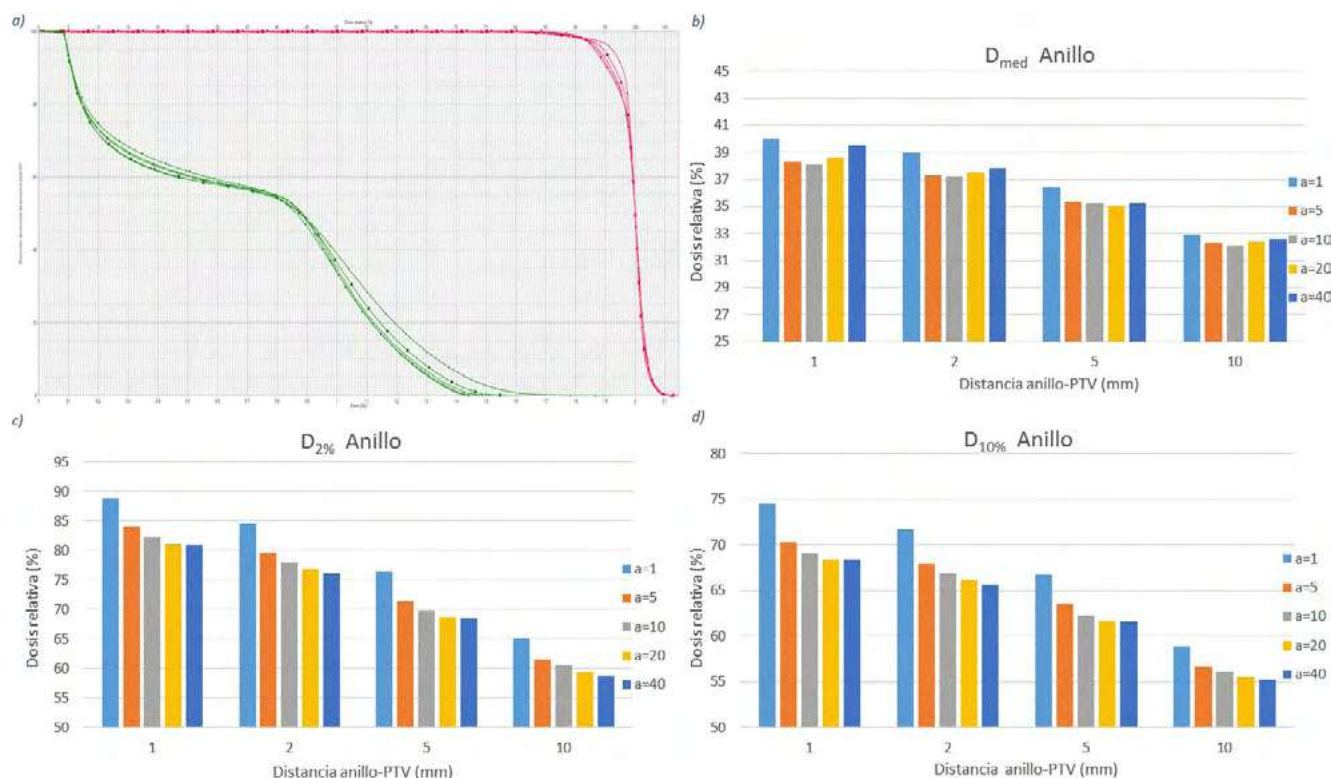


Figura 1: a) DVH. Las líneas rojas corresponden a la cobertura del PTV. Las líneas verdes dosis recibida por el anillo de 5mm para distintos valores de "a" siendo la que más dosis recibe correspondiente a "a=1".  
b), c) y d) Dosis en los anillos.

En la *Tabla 2* se presentan resultados referidos al PTV. Conforme "a" aumenta su valor se ve que la dosis  $D_{95\%}$  disminuye (con diferencias de hasta 5%), perdiendo así cobertura. Estas diferencias no se aprecian para  $D_{98\%}$  ni  $D_{2\%}$  donde las variaciones son menores del 1%.

Si se fija el valor de "a" y se analiza el histograma para distintas separaciones del anillo auxiliar, se observa que un anillo muy cercano al PTV puede llegar a comprometer la cobertura del mismo.



| a<br>Dist anillo | D2% PTV |       |       |       |       |                  |
|------------------|---------|-------|-------|-------|-------|------------------|
|                  | 1       | 5     | 10    | 20    | 40    | Diferencia. Máx. |
| 1                | 103.2   | 103.5 | 103.5 | 103.2 | 102.6 | 0.9%             |
| 2                | 103.2   | 103.6 | 103.5 | 103.5 | 103.2 | 0.4%             |
| 5                | 103.4   | 103.7 | 103.6 | 103.6 | 103.4 | 0.3%             |
| 10               | 103.2   | 103.7 | 103.4 | 103.3 | 102.8 | 0.9%             |

| a<br>Dist anillo | D98% PTV |      |      |      |      |                  |
|------------------|----------|------|------|------|------|------------------|
|                  | 1        | 5    | 10   | 20   | 40   | Diferencia. Máx. |
| 1                | 91.9     | 90.3 | 90.7 | 90.8 | 90.6 | -0.3%            |
| 2                | 92.1     | 90.6 | 91   | 90.9 | 90.6 | 0.0%             |
| 5                | 92       | 90.9 | 91.4 | 91.5 | 91.4 | -0.5%            |
| 10               | 93.2     | 91.9 | 91.7 | 92.5 | 92.8 | -1.0%            |

| a<br>Dist anillo | D95% PTV |      |      |      |      |                 |
|------------------|----------|------|------|------|------|-----------------|
|                  | 1        | 5    | 10   | 20   | 40   | Diferencia Máx. |
| 1                | 96.7     | 94.5 | 93.6 | 92.9 | 92.3 | 5%              |
| 2                | 96.8     | 94.8 | 94.1 | 93.3 | 92.6 | 5%              |
| 5                | 96.2     | 94.7 | 93.9 | 93.6 | 93.2 | 3%              |
| 10               | 96.9     | 95.4 | 94.6 | 94.6 | 94.5 | 3%              |

Tabla 2: Valores para distintas dosis en el PTV. Las filas representan para cada anillo y su variación con el parámetro "a". Las columnas representan valores con "a" fijo y anillos a distintas distancias. Los colores indican los valores más altos de dosis para cada anillo. En la columna de la derecha, aparece la diferencia entre el valor máximo y mínimo para cada fila.

Por último, no aparecen cambios significativos en los resultados variando la dosis por fracción.

## CONCLUSIONES

Tras este estudio se concluye que la optimización con objetivos gEUD es una herramienta muy útil en la planificación de tratamientos IMRT-VMAT, ofreciendo mayor control tanto en la cobertura del PTV como en la protección de tejido sano y órganos de riesgo.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> FOGLIATA A, THOMPSON S, STRAVATO A, TOMATIS S, SCORSETTI M, COZZI L. ON THE gEUD BIOLOGICAL OPTIMIZATION OBJECTIVE FOR ORGANS AT RISK IN PHOTON OPTIMIZER OF ECLIPSE TREATMENT PLANNING SYSTEM. J APPL CLIN MED PHYS. 2018;19(1):106-114. DOI:10.1002/acm2.12224



# ANÁLISIS DE LA APLICACIÓN DEL PROTOCOLO NAL PARA REDUCCIÓN DE ERRORES SISTEMÁTICOS EN EL POSICIONAMIENTO DE PACIENTES DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Hurtado Romero, A. E. (1); Villar Vázquez, C. (1); Soto Angona, R. (1); Pena Vaquero, S. (1); Miguel Pérez, D. (1); Antón García, D. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Donis Gil, S. (1); Agulla Otero, M. (1); del Castillo Belmonte, Á. (1); Alonso Hernández, D. (1); de Frutos Baraja, J. M. (1); Torres Cabrera, R. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

PALABRAS CLAVE: PROTOCOLO NAL DELTA COUCH POSICIONAMIENTO OPTIMIZACIÓN

## INTRODUCCIÓN

El protocolo NAL (No-Action Level) se utiliza para corregir errores sistemáticos en el posicionamiento de los pacientes de Radioterapia Externa (RTE) y, además, reducir su tiempo en máquina. El protocolo consiste en la adquisición de imagen CBCT los 5 primeros días de tratamiento para, posteriormente, aplicar una corrección a los desplazamientos basada en la media de esos 5 primeros días. En nuestro centro se emplea el protocolo NAL+cover en el cual, una vez aplicada dicha corrección, se toman imágenes de control cada 5 días para verificar su constancia. Así, la eficacia de este protocolo está comprobada, a nivel cualitativo.

El objetivo de este trabajo es cuantificar la eficacia de este protocolo, para evaluar posibles errores con la intención de aplicar mejoras al procedimiento.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza análisis retrospectivo de 40 pacientes, recogidos aleatoriamente a lo largo del año 2022, con lesiones tumorales centradas en la región abdomino-pélvica y tratados mediante RTE en un Clinac DHX de Varian. A todos estos pacientes se les aplicó el protocolo NAL+cover.

Se evalúan las variaciones de posicionamiento en las direcciones vertical, longitudinal y lateral, así como del vector desplazamiento. A continuación, se analizan estadísticamente dichas variaciones, con especial atención en los valores promedio y desviación estándar.

El tipo de tratamientos en estudio tienen un fraccionamiento habitual de entre 20 y 33 fracciones. Todos los tipos de tratamiento han entrado en los cálculos del promedio.

## RESULTADOS

Centrándonos en las direcciones individuales (Figura1), se observa que no existe una dirección privilegiada para la cual el error sistemático sea significativamente distinto.

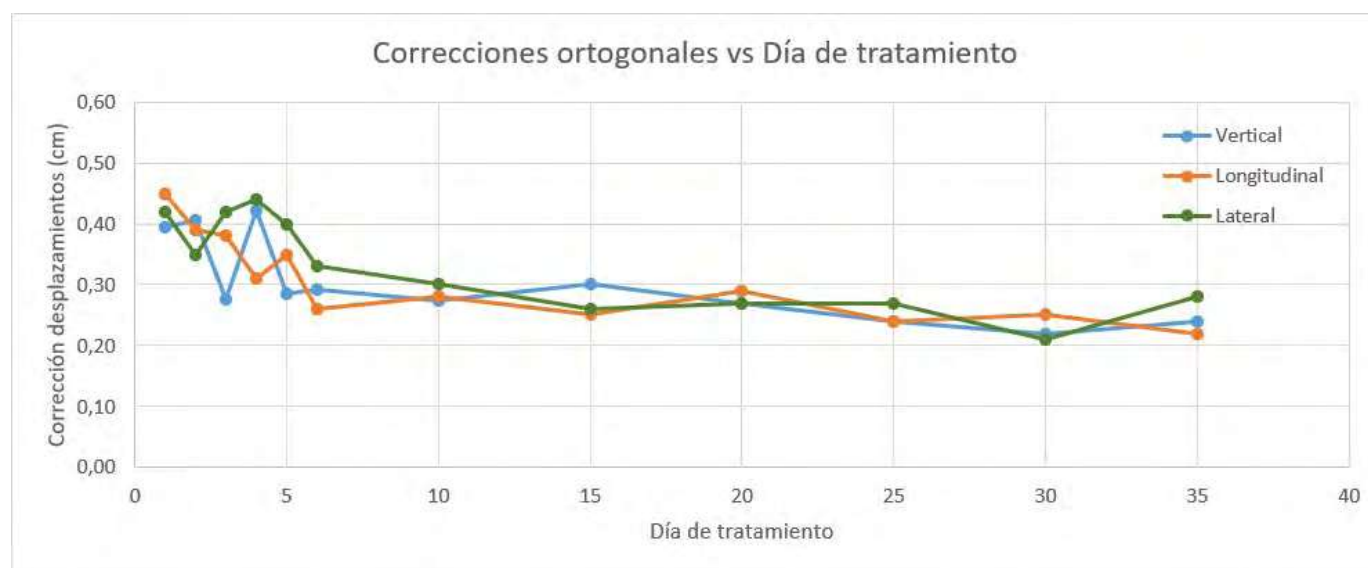


FIGURA 1. Promedio de correcciones direcciones ortogonales

Atendiendo al módulo del vector desplazamiento (Figura2) se observa que, en promedio, disminuye tras la aplicación del protocolo NAL.



Por otra parte, la desviación estándar se mantiene en valores similares durante las dos primeras semanas. A partir de aquí, disminuye considerablemente.

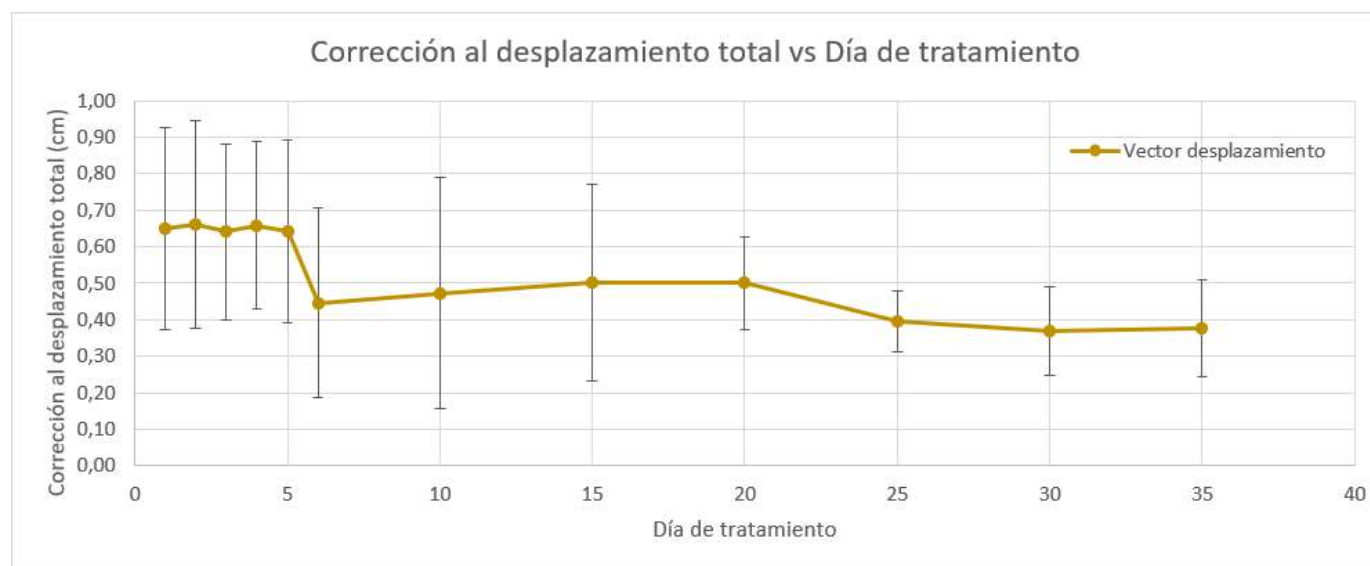


FIGURA 2. Promedio de correcciones módulo del desplazamiento

## DISCUSIÓN

Unidades de tratamiento más modernas permiten mayor facilidad al realizar imagen diaria y una mayor precisión de las consiguientes correcciones de los desplazamientos, sin suponer un aumento significativo del tiempo de máquina. La aplicación del protocolo NAL en estos casos resultaría innecesaria.

La aplicación de este protocolo únicamente tiene sentido mientras exista una unidad de tratamiento de generaciones anteriores aún dentro de su vida útil.

Dada la menor precisión en los desplazamientos para estas máquinas, no se puede esperar mejoría sustancial a las correcciones ya obtenidas. Aun así, esto no ha de impedir la investigación de posibles mejoras.

Dentro de los tratamientos objetos de estudio, existe una gran variedad de casos: distintas patologías y posicionamientos. Sería interesante estudiar cómo afecta el tipo de patología u otros factores no controlables como la edad o el sexo del paciente.

## CONCLUSIONES

El uso del protocolo NAL permite corregir los errores sistemáticos de desplazamiento.

El método es mejorable. Planteamos, para próximo estudio, descartar los 2 primeros días de tratamiento y hacer la media para los datos obtenidos desde el tercer al séptimo día.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DE BOER HC, HEIJMEN BJ. A PROTOCOL FOR THE REDUCTION OF SYSTEMATIC PATIENT SETUP ERRORS WITH MINIMAL PORTAL IMAGING WORKLOAD. INT J RADIAT ONCOL BIOL PHYS. 2001 AUG 1;50(5):1350-65. DOI:10.1016/S0360-3016(01)01624-8
- <sup>2</sup> DE BOER JC, HEIJMEN BJ. A NEW APPROACH TO OFF-LINE SETUP CORRECTIONS: COMBINING SAFETY WITH MINIMUM WORKLOAD. MED PHYS. 2002 SEP;29(9):1998-2012. DOI:10.1118/1.1500399
- <sup>3</sup> RECOMENDACIONES PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS Y TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA GUIADA POR LA IMAGEN (IGRT). SEFM (2013)

## EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA DE SGRT DE BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC BAJO DIFERENTES CONDICIONES

Astudillo Olalla, R. (1); Gómez Enríquez, F. (1); Fabregat Borrás, R. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Reguilón Martín, A. (1); Bruzos López, D. (1); Corro Verde, U. A. (1); Martín Veganzones, M. (2); Valverde-Pascual, I. (2); Albendea Roch, J. (1); Pinto Guevara, F. (1); García Lamela, M. (1); Rivero Pérez, A. L. (1); Anchuelo Latorre, J. T. (1)  
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, (2) Hospital Universitario de Cruces

### INTRODUCCIÓN

Brainlab recomienda el uso del sistema de radioterapia guiada por superficie (SGRT) Brainlab Exactrac Dynamic (ED) bajo diferentes condiciones específicas de estado del equipo, luz de la sala de tratamiento y ganancia de las cámaras utilizadas para la detección de la superficie. En este trabajo se ha evaluado cómo influyen estos parámetros en la exactitud del posicionamiento utilizando ED como sistema de SGRT.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó el sistema ED instalado en un acelerador lineal TrueBeam STX de Varian y el maniquí System Calibration Phantom.

Exactrac Dynamic utiliza luz estructurada como tecnología de SGRT y dispone de tres estados de calentamiento (A, B y C), dependiendo de si el proyector de luz ha estado encendido menos de 10min o más de 1h. En modo clínico, el sistema dispone, según la tonalidad de la superficie, de 4 modos de ganancia (1,2,3 y 4) para sus cámaras de detección de luz proyectada. Por último, Brainlab recomienda utilizar ED con la luz de la sala de tratamiento apagada, en el estado de calentamiento B y con el modo de ganancia 1.

Las influencias de las diferentes configuraciones fueron evaluadas midiendo la diferencia entre la posición obtenida con el sistema de SGRT y el posicionamiento estereoscópico por rayos X, repitiendo 3 veces las medidas para cada uno de los casos. Finalmente, se realizó un análisis estadístico para estudiar las distintas condiciones de trabajo.

### RESULTADOS

Se obtuvieron los siguientes resultados:

- Luz ambiental de la sala de tratamiento: se observa una exactitud inferior a 0.3mm en ambos casos (figura 1). Se obtuvo un valor p en un test de t de Welch de 0.02, 0.018 y 0.3 para los ejes vertical, longitudinal y lateral respectivamente.
- Estado del sistema: Se puede observar (figura 2) que el estado B (referencia) tiene una exactitud inferior a 0.3mm, mejor que los otros dos estados (superior a 0.5mm en eje vertical y longitudinal). Para un test ANOVA, se obtuvieron valores p inferiores a 0.05 para todos los ejes.
- Ganancia de las cámaras: Para todos los ejes, se obtuvo un valor p (test ANOVA) superior a 0.05. Además, se observó una exactitud similar en todos los ejes (figura 2).

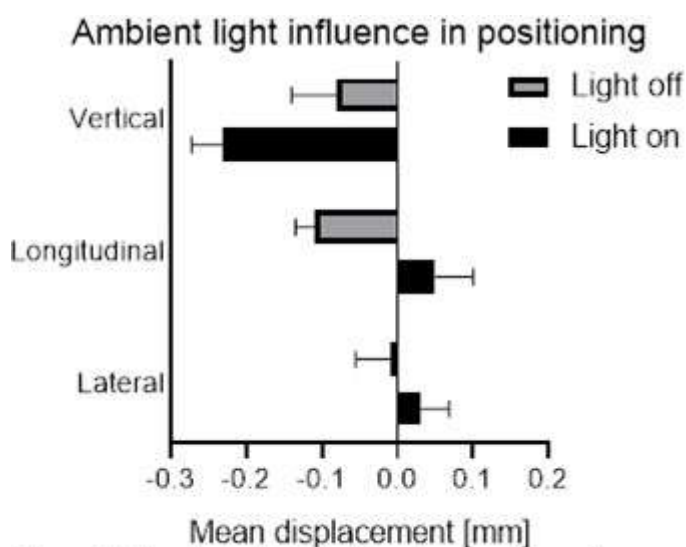


Figura 1: Influencia de la luz ambiental en el posicionamiento con ED. Resultados de las medidas con y sin luz ambiental.





## System state and gain influence in positioning

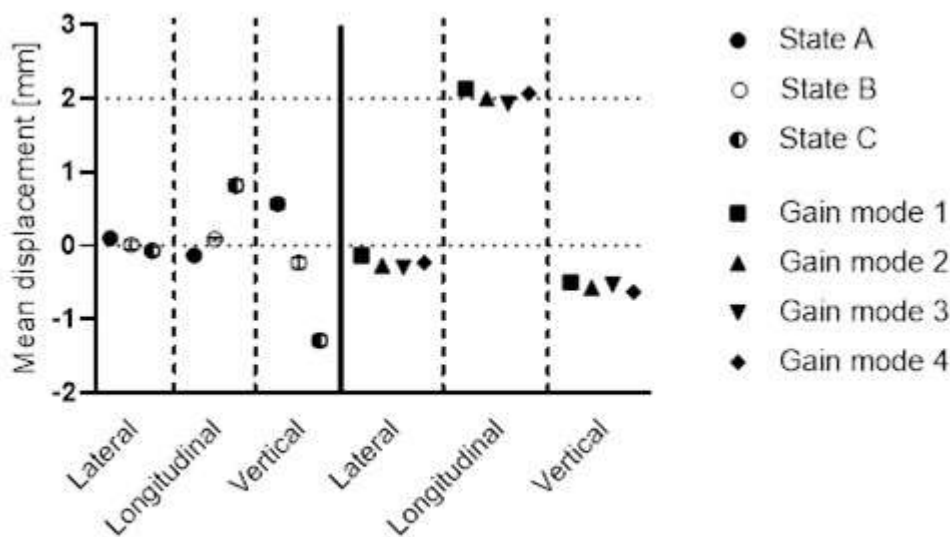


Figura 2: influencia del estado del sistema y de la ganancia de las cámaras en el posicionamiento. Las medidas fueron efectuadas en tres estados diferentes de calentamiento y en los cuatro modos clínicos de ganancia de las cámaras. Los desplazamientos en el eje longitudinal en las medidas de modos de ganancia son debidos al flujo de trabajo utilizado (modo tratamiento para medidas de ganancia y Daily Check para el resto). Esto no afecta a nuestros resultados.

### DISCUSIÓN

Dado que los valores  $p$  observados para las pruebas de luz ambiental y estado del sistema son inferiores a 0.05, los diferentes estados son estadísticamente distinguibles entre sí, no debiendo utilizarse el sistema fuera de los estados de referencia, como recomienda Brainlab. Además, se obtuvieron valores inferiores de exactitud en el modo de referencia. En cuanto a la ganancia, el análisis estadístico nos permite asegurar que los diferentes modos son indistinguibles con este maniquí.

### CONCLUSIONES

Se ha observado que la ganancia puede modificarse sin afectar al posicionamiento del maniquí estudiado. En los otros dos parámetros estudiados, se observa que existen diferencias significativas al modificar las condiciones de medida. Por lo tanto, el sistema ED debe utilizarse en estado de calentamiento B y sin luz ambiental, debido a su influencia en el posicionamiento alcanzado por el sistema SGRT.

## CONSIDERACIONES DEL USO DEL CONEBEAM (CBCT) COMO IMAGEN DE SIMULACIÓN PARA LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Morato Garcia, V. (1)

(1) Hospital Dr. Negrín

PALABRAS CLAVE: CBCT, UH, SIMULACIÓN TRATAMIENTOS

### INTRODUCCIÓN

La planificación de tratamientos en radioterapia externa requiere de una imagen de simulación, comúnmente realizada con una tomografía computerizada (TC). Usualmente se dan situaciones en las que el TC del servicio de radioterapia no se encuentre operativo o no disponga de uno propio, dependiendo del servicio de radiodiagnóstico.

Actualmente, muchos aceleradores disponen de un sistema de imagen para el posicionamiento del paciente, el CBCT. En este trabajo nos preguntamos: ¿sería factible el uso del CBCT como imagen de simulación?

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para la realización de este trabajo hemos utilizado del planificador Eclipse y del acelerador TrueBeam Stx, ambos de Varian Medical System, y el fantoma Cono-Beam CT Electron Density Phantom Model 1467 de SunNuclear (figura 1).



Primero creamos un paciente en el módulo de contorno del planificador, diseñando una estructura de bloque de dimensiones 40x40x40 cm. Sobre este bloque, planificamos un campo de tratamiento para poder crear una imagen de CBCT.

Colocamos el fantoma en el acelerador con los insertos (figura 1), y realizamos el CBCT. Analizamos la imagen obtenida en el planificador obteniendo las Unidades Hounsfield (UH) correspondiente a cada uno de los insertos y su desviación estándar. Los valores obtenidos los comparamos gráficamente con la curva del planificador. Por otra parte, analizamos la dosimetría de un paciente realizada sobre la imagen del TC y la comparamos con la misma dosimetría volcada sobre la imagen del CBCT del paciente.

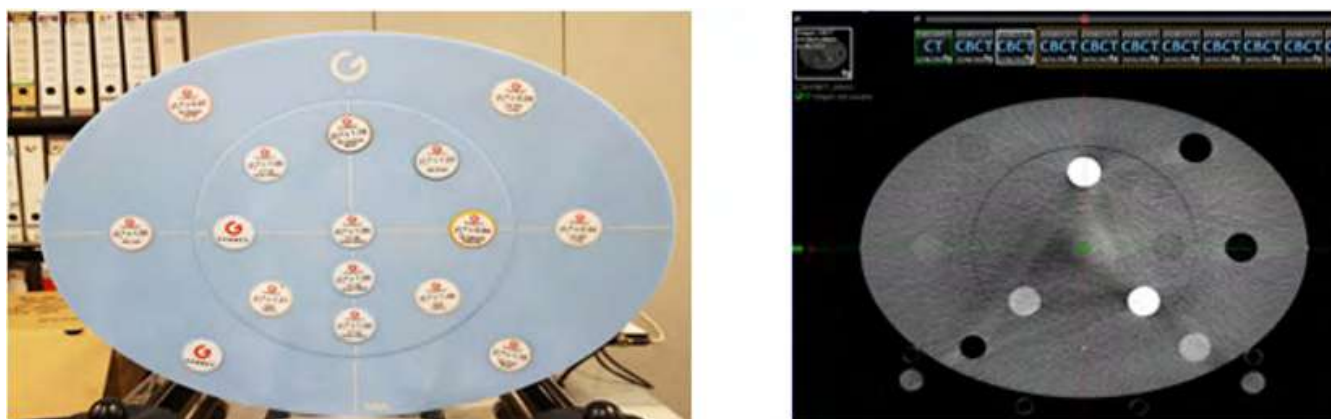


FIGURA 1. Colocación de insertos en el fantoma Cono-Beam CT Electron Density Phantom Model 1467. A su derecha, imagen del CBCT del fantoma.

## RESULTADOS

Como observamos en la figura 2, los valores de las UH obtenidos de la imagen del CBCT coinciden con los introducidos en el planificador de tratamientos. Por otra parte, en la dosimetría obtenemos dosis medias menores en asas y cabezas femorales, pues la imagen del CBCT no abarca toda la estructura. Sin embargo, en la vejiga obtenemos dosis medias con un error menor a un 3%.

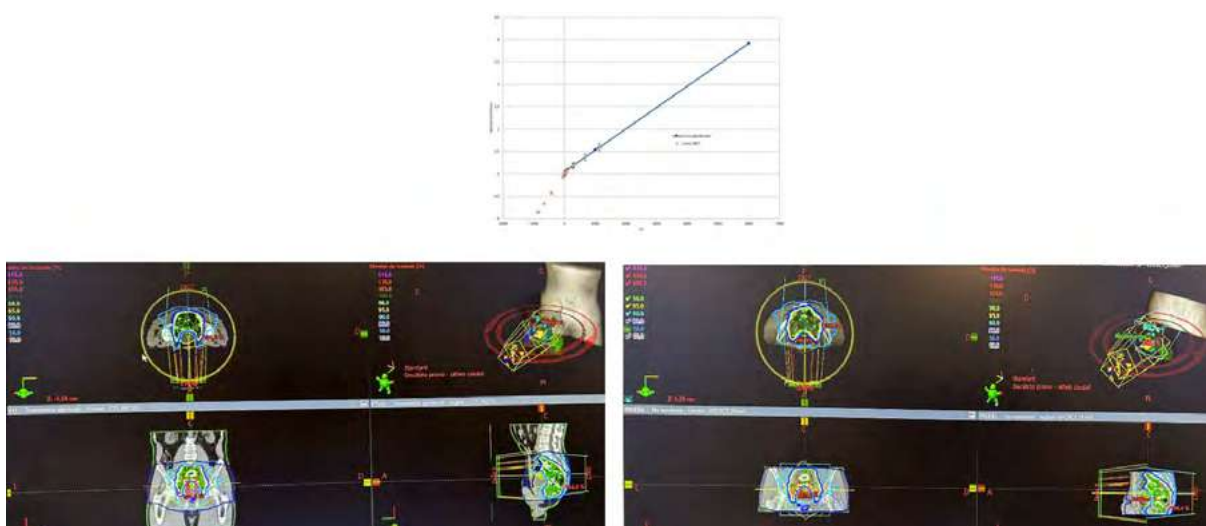


FIGURA 2. Arriba, validación de la curva del planificador (en azul) con la del CBCT (en rojo). Abajo izquierda, dosimetría sobre un TC y a la derecha, misma dosimetría volcada sobre un CBCT.

## DISCUSIÓN

La validación de la curva de UH del CBCT nos proporciona una gran ventaja, sobre todo, en ocasiones en las que el TC de un servicio no se encuentre operativo o en el caso de que no disponga de uno. Aunque cabe destacar que el contorno sobre esta imagen



es menos preciso, a la vista de la compatibilidad de los resultados presentados, sería correcto su uso sobre todo para pacientes urgentes o paliativos.

## CONCLUSIONES

En este estudio, hemos validado la curva de UH del CBCT de un TrueBeam con la introducida en el planificador de tratamientos. Por lo que, es razonable usar la imagen del CBCT como imagen de simulación en la planificación de tratamientos.

# RECOPILACIÓN DE DENSIDADES ELECTRÓNICAS POR TIPO DE ESTRUCTURA

Bayón Llera, J. (1); Polo Cezon, R. (2); Medida Cespedes, M. D. (2); Eugui Martínez, R. (2); Jimenez Gonzalez, J. M. (2)

(1) Hospital Universitario Rey Juan Carlos, (2) Hospital Universitario Rey Juan Carlos

PALABRAS CLAVE: DENSIDAD ELECTRÓNICA

## INTRODUCCIÓN

Antes de llevar a cabo una planificación dosimétrica es necesario revisar el TC de simulación para verificar si presenta algún elemento cuya densidad electrónica no refleje la situación en la que se va a encontrar el paciente durante el tratamiento.

Casos típicos de esta situación pueden ser la presencia de artefactos, derivados de algún elemento metálico, tal como una prótesis, contraste administrado durante la adquisición del TC... En todos estos casos, una de las opciones que permiten hacer la mayoría de los planificadores, para mejorar la calidad de la dosimetría, es forzar la densidad electrónica de las estructuras afectadas. Un valor comúnmente utilizado, para forzar todo aquello que no es hueso, puede ser el valor de densidad electrónica igual a 1 correspondiente a la densidad electrónica del agua. Se podría plantear buscar una mayor precisión del cálculo utilizando una densidad electrónica propia de cada estructura. Analizamos un conjunto de 16 TC para calcular la densidad electrónica media de las distintas estructuras de los mismos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizan imágenes adquiridas por un TC Philips Brilliance 16. Sobre estas adquisiciones el contorno se ha realizado de manera automática por un programa de machine learning, MVision, que genera el conjunto de estructuras propio a cada patología.

Partiendo del TC del paciente y del fichero de estructuras, ambos en formato DICOM, se procesa automáticamente cada paciente con un rutina desarrollada en Python, (de elaboración propia a partir del uso de librerías pydicom, numpy y skimage), que procesa el fichero de estructuras para obtener la máscara correspondiente a cada estructura y localiza en el TC del paciente el número Hounsfield asociado a cada voxel de dicha máscara. Posteriormente cada uno de los números Hounsfield se traduce en densidades electrónicas, utilizando la correspondiente curva de calibración calculada para el TC. Con estos datos se promedia la densidad a estructura y se haya la desviación estándar de los vóxeles de la misma.

## RESULTADOS

En la siguiente tabla se muestran los datos de las densidades medias y la desviación estándar encontrados para cada estructura

| Estructura        | Densidad | Desv. Est. | Estructura             | Densidad | Desv. Est. | Estructura          | Densidad | Desv. Est. |
|-------------------|----------|------------|------------------------|----------|------------|---------------------|----------|------------|
| ATM               | 1,220    | 0,065      | Estómago               | 1,006    | 0,637      | Parótidas           | 1,023    | 0,021      |
| Bazo              | 1,041    | 0,015      | Femur                  | 1,117    | 0,024      | Plexo Braquial      | 1,012    | 0,018      |
| Bronquio Proximal | 0,575    | 1,280      | Glándula Tiroides      | 1,074    | 0,005      | Próstata            | 1,036    | 0,007      |
| Bulbo Peneano     | 1,037    | 0,004      | Glotis                 | 1,032    | 0,056      | Pulmones            | 0,264    | 0,061      |
| Canal medular     | 1,039    | 0,011      | Hígado                 | 1,049    | 0,007      | Quiasma             | 1,025    | 0,012      |
| Cavidad Oral      | 0,950    | 0,342      | Húmero                 | 1,104    | 0,052      | Recto               | 1,027    | 0,010      |
| Cerebro           | 1,043    | 0,012      | Laringe                | 1,003    | 0,114      | Riñon               | 1,026    | 0,017      |
| Coclea            | 1,365    | 0,036      | Mama                   | 0,914    | 0,012      | Sigma               | 1,016    | 0,015      |
| Corazón           | 1,018    | 0,021      | Mandíbula              | 1,311    | 0,094      | Traquea             | 0,651    | 0,333      |
| Cordón medular    | 1,035    | 0,007      | Musculos constrictores | 1,051    | 0,040      | Vejiga              | 1,015    | 0,004      |
| Costilla          | 1,142    | 0,046      | Nervio Óptico          | 1,028    | 0,014      | Vesículas Seminales | 1,018    | 0,011      |
| Cristalino        | 1,047    | 0,005      | Ojo                    | 1,028    | 0,007      |                     |          |            |
| Esófago           | 1,026    | 0,034      | Pancreas               | 1,027    | 0,025      |                     |          |            |



## DISCUSIÓN

Los datos presentados se han obtenido de 16 pacientes de diversas patologías, previamente anonimizados, la fiabilidad de los resultados depende del número de pacientes analizados. A pesar de no ser un número muy elevado, al ser un proceso en su mayoría automático, se podría escalar fácilmente para aumentar el tamaño de la muestra. Por otro lado, utilizar estructuras contorneadas de manera automática por el software MVision permite reducir la dependencia con el estilo de contorneo que pueda utilizar el personal de un centro determinado.

## CONCLUSIONES

Para la mayoría de las estructuras que puedan necesitar ser forzadas usar el valor densidad electrónica igual a 1 es un valor que se podrá considerar válido y no se debería esperar una gran diferencia en los parámetros dosimétricos. Por otra parte, para obtener un cálculo más preciso se podría utilizar un valor de densidad electrónica propio de cada órgano.

# COMPARACIÓN DE PLANIFICACIONES DE MAMA CON TOMOHELICAL Y TOMODIRECT

Pérez Pavón, J. (1); Sanchez Ramos, A. (1); Vicent Granado, D. (1); Castanedo Álvarez, M. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta Del Mar

PALABRAS CLAVE: TOMOTERAPIA, TOMOHELICAL, TOMODIRECT, MAMA, SUPRA, BOOST, MAMARIA INTERNA

## INTRODUCCIÓN

La Tomoterapia permite la administración de dosis altas de radiación de manera controlada y precisa. En este póster, se comparará el resultado de la planificación de tratamientos de radioterapia utilizando dos técnicas diferentes: TomoHelical (TH) y TomoDirect (TD).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza el planificador TomoHD™ Planning Station 5.1.1.6 con algoritmo de convolución/superposición y rejilla de cálculo de 0.195x0.195 cm<sup>2</sup> en todos los planes. Se evalúan 8 pacientes ( 2 mama + supra, 3 mama + supra + mamaria interna y 3 mama + supra + mamaria interna + boost) con esquemas de 40.05 Gy en 15 llegando a los 48 Gy en 15 fx si hay boost. Para cada paciente se realizan dos planes, uno en TomoHelical y otro en TomoDirect.

Los planes de TH y TD están influenciados por los siguientes parámetros, que podemos elegir: ancho de mordaza, pitch y factor de modulación.

Todos los planes tienen un ancho de mordaza de 5 cm. El pitch se define de manera diferente en TomoHelical (distancia que recorre la camilla por cada rotación de gantry) y TomoDirect (distancia que recorre la camilla por cada proyección del sinograma) y su valor depende de las características de cada plan. El factor de modulación es el valor del tiempo máximo de apertura de lámina dividido entre el tiempo medio de apertura de lámina y según vamos planificando optimizamos su valor.

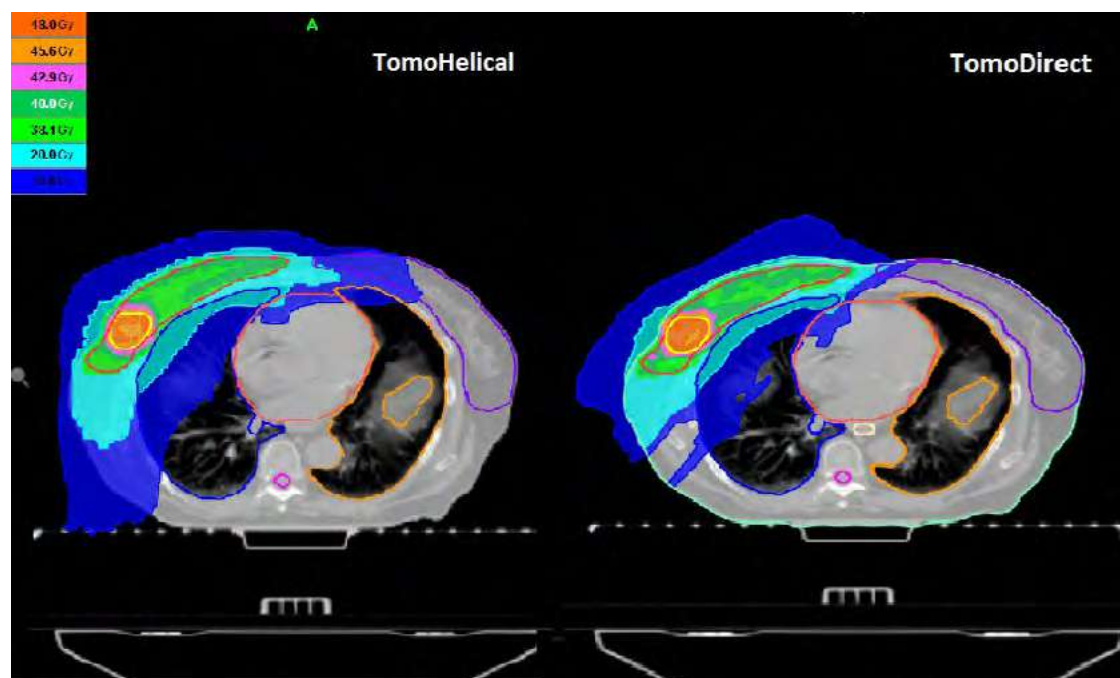
En los PTVs se han analizado los parámetros D2%, D98% y V95%, mientras que para los órganos de riesgo se ha analizado:

| OAR                  | Parámetros analizados             |
|----------------------|-----------------------------------|
| Pulmón ipsilateral   | Dmedia, V30Gy, V20Gy, V10Gy, V5Gy |
| Pulmón contralateral | Dmedia, V15Gy, V5Gy               |
| Mama contralateral   | Dmedia, Dmáx                      |
| Corazón              | Dmedia, V40Gy, V20Gy, V5Gy        |

## RESULTADOS

En lo que refiere a los PTVs los resultados son similares, si bien algo superiores con TomoHelical. Con respecto a los órganos de riesgo, en general las dosis medias quedan mejor con TomoDirect, así como los volúmenes irradiados con 10 Gy o menos, mientras que para las dosis altas obtenemos mejores resultados con TomoHelical. Es de resaltar que en mama contralateral las dosis medias bajan sustancialmente con TomoDirect, reduciendo los riesgos de padecer efectos estocásticos en el futuro.





## DISCUSIÓN

En los planes realizados con TomoHelical obtenemos mayor conformación y evitamos las dosis altas en órganos de riesgo. Por otro lado, en los realizados con TomoDirect obtenemos mejores resultados en dosis bajas en órganos de riesgo, sobre todo por debajo de los 10 Gy y podemos abrir láminas para evitar infradosificaciones en la mama debido a la respiración y a la inflamación que puede producirse según avanza el tratamiento.

## CONCLUSIÓN

La modalidad TomoDirect presenta ventajas que hacen que deba ser considerada a la hora de tratar a los pacientes ya que generalmente las dosis medias y las dosis bajas en órganos de riesgo quedan mejor. Además, permite expandir el haz abriendo láminas adicionales para evitar infradosificaciones debidas a movimientos respiratorios.

# INSTALACIÓN DE UNA HERRAMIENTA DE MONTE CARLO BASADA EN GAMOS/GEANT4 CON CÁLCULO DEL EFECTO BIOLÓGICO PARA LA PLANIFICACIÓN DE LOS TRATAMIENTOS DE PROTONTERAPIA DE LA CUN

Arce Dubois, P. (1); Chamorro Claver, N. (1); Lagares Conzález, J. I. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (2); Huesa Berral, C. (2); Fayós-Sola Capilla, R. (2); Viñals Muñoz, A. (2); Villagrasa, C. (3); Perrot, Y. (3); Cirrone, G. A. P. (4); Petringa, G. (4)

(1) CIEMAT, (2) Clínica Universidad de Navarra, (3) Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants, IRSN, (4) Laboratorio Nazionale del Sud, INFN

## INTRODUCCIÓN

La protonterapia permite alcanzar niveles de cobertura a los volúmenes diana similares a las técnicas de arcoterapia convencional irradiando significativamente menos tejido sano. Además, numerosas publicaciones apuntan a que la irradiación con protones produce un efecto biológico elevado. Con el objetivo de mejorar aún más en ambos aspectos, la precisión y la predicción del efecto biológico de un tratamiento, hemos iniciado un proyecto financiado para introducir la planificación Monte Carlo detallada en los tratamientos de protonterapia de la CUN.

## MÉTODO

En una primera fase es necesario ajustar los parámetros de la simulación Monte Carlo (MC) al haz de la CUN de modo semejante a como se hace para la puesta en marcha del Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS). En la segunda fase se introducirán





los efectos biológicos en la planificación MC de los tratamientos, mediante el uso de los más avanzados modelos mecanísticos LEM y MKM, ya en uso en terapia con iones de carbono y que serán adaptados a protonterapia. En paralelo se desarrollará un Interfaz Gráfico de Usuario (GUI) para permitir un uso sencillo por el personal de la CUN. La última etapa consistirá en un estudio retrospectivo de pacientes con el objetivo de analizar las predicciones de aumento del Efecto Biológico Relativo predichas por el MC comparándolas con los efectos clínicos a medio y largo plazo en pacientes.

## RESULTADOS

Utilizando un modelo Twiss de doble gaussiana para la descripción espacial del haz, hemos desarrollado un método quasi-automático de ajuste de los 16 parámetros del modelo para cada una de las 98 energías posibles del haz de la CUN. El ajuste con los resultados experimentales ofrece unos valores del índice gamma 1%/1mm por debajo de 0.5.

Asimismo, mediante el ajuste de la energía y el potencial de ionización en agua hemos ajustado las posiciones del pico de Bragg con precisiones por debajo de 100  $\mu\text{m}$ .

Por último, tras ajustar la dosis absoluta y verificar la dosis con diversos fantasmas de agua y heterogéneos, conseguimos un muy buen acuerdo para tratamientos completos. Las diferencias que se observan con el TPS son las esperadas dada la mayor precisión de los cálculos de simulación MC.

También se han optimizado cada uno de los parámetros de GAMOS y Geant4 que permiten optimizar el tiempo de CPU sin reducir la calidad del resultado.

## CONCLUSIÓN

Hemos realizado el ajuste de los parámetros de la simulación MC al haz de protonterapia de la CUN obteniendo muy buen acuerdo con los datos experimentales y el TPS. Tras introducir la predicción de los efectos biológicos estaremos en condiciones de comenzar el estudio retrospectivo de pacientes del efecto del aumento de RBE predicho por los cálculos de MC. En paralelo se realizará el desarrollo de un GUI para permitir su uso diario en la planificación de tratamientos en la CUN.

---

## EVALUACION DE DIFERENTES MÉTODOS DE MEDIDA DEL DOSIMETRIC LEAF GAP (DLG) EN UN VARIAN TRUEBEAM HD

Díez Gallego, M. A. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Solís Preciado, N. (1); Clemente Gutierrez, . (1); Forner Forner, A. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Fustes Sanjuan, M. D. L. M. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz del Alamo Sanchez Crespo, S. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Hortelano Dominguez, A. M. (1); Boo Pardo, A. M. (1); Chapel Gómez, M. L. (2)

(1) Hospital Universitario de Toledo

PALABRAS CLAVE: DLG, DOSIMETRIC LEAF GAP, MODELADO, MULTILÁMINAS, ECLIPSE.

## OBJETIVO

La transmisión a través de las puntas redondeadas de las láminas en el colimador multi-láminas (MLC) es un factor problemático a tener en cuenta cuando se comisiona un algoritmo para un sistema de planificación. Para modelar dicho efecto, Varian utiliza el parámetro Dosimetric Leaf Gap (DLG) y propone un método de medida, pero el valor real debería ser aquel que nos proporciona unos cálculos de dosis lo más realistas posible.

El objetivo de este estudio es evaluar la precisión y fiabilidad del método propuesto por Varian para la evaluación del DLG, así como comparar el valor obtenido con el alcanzado a través de otros cuatro métodos distintos. También se evalúa la variación del parámetro DLG con la modulación del MLC y la técnica de tratamiento (IMRT/VMAT)

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se midió el DLG para Acuros (AXB) usando cinco métodos distintos:

El método propuesto por Varian que consiste en medir varios planes de ventana deslizante (con anchura de aperturas desde los 2 hasta los 20 mm) con una cámara de ionización (PTW-Semiflex-3D).

Creación de 20 planes (10 de IMRT y 10 de VMAT) con distintos tamaños de campo, patologías, dosis por fracción y modulación del MLC. Se mide cada plan (calculado con un DLG de 0mm) con Portal Dosimetry (PD). Tras ello, se calcula cada uno de esos planes con 10 valores diferentes de DLG (desde 0 hasta 2 mm) y se compara con la medida siguiendo un criterio gamma de 2%-2mm local. Una vez obtenidos los 10 valores gamma para cada plan, se ajustan a una curva y se busca el valor de DLG para el cual la tasa de paso gamma se hace máxima.



Medir esos mismos 20 planes con el Octavius 4D (srs1600) y comparar el cálculo siguiendo el mismo criterio gamma (2%–2mm local) y mismo procedimiento de encontrar el valor para el cual la tasa de paso gamma se hace máxima.

Medir dosis puntual con una cámara de ionización (PTW-PinPoint3D) de los 20 planes, comparando con la dosis proporcionada por el planificador en cada uno de los 10 cálculos.

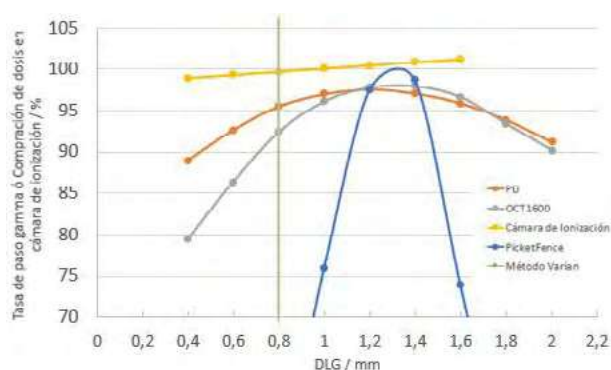
Medir un plan Picket Fence con el Octavius 4D (srs16000) y comparar qué DLG realiza mejor ajuste.

## RESULTADOS

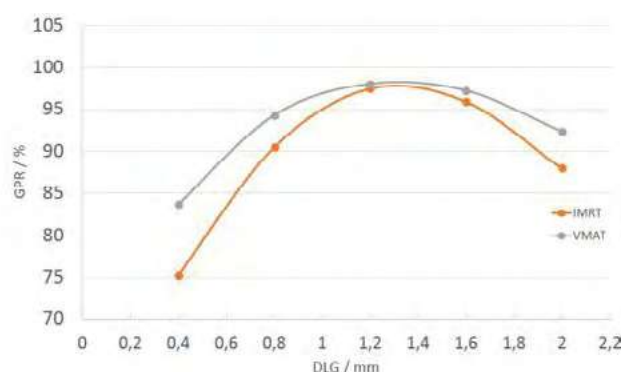
Los DLGs (en mm) obtenidos para nuestras energías de tratamiento fueron:

|             | 6X   | 6FFF | 10X  |
|-------------|------|------|------|
| Varian      | 0,84 | 0,74 | 0,95 |
| PD          | 1,15 | 0,05 | 1,60 |
| OCT1600     | 1,35 | 1,50 | 1,20 |
| Cámara      | 0,95 | 0,98 | 1,45 |
| PicketFence | 1,35 | 1,30 | 1,25 |

Tabla 1. DLG (mm) óptimo para cada energía según el método de medida



Gráfica 1. Para 6X, se observa como varía la tasa de paso gamma según se va aumentando el DLG, dependiendo del método de medida utilizado. En amarillo la comparación de dosis medida con la cámara de ionización



Gráfica 2. Para 6X, variación de la tasa de paso gamma según se va aumentando el DLG, comparación entre IMRT y VMAT

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El valor óptimo de DLG mostró una fuerte dependencia del método de medida utilizado y el método de Varian pareció infraestimar dicho valor, por lo que no se alcanzan cálculos de dosis adecuados. Se encontró una gran variedad de DLGs óptimos, cambiando mucho entre métodos de medida e incluso entre planes. Nuestro hospital tomó una media ponderada de los valores obtenidos por los cinco métodos para cada energía.

Se observó que los planes de IMRT son más dependientes del valor del DLG que los planes VMAT.



## COMPARATIVA DE DOSIS EN ORGANOS DE RIESGO EN TRATAMIENTOS 3D DE MAMA IZQUIERDA CON DIBH

Díez Gallego, M. A. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Merino Gestoso, J. A. (1); Forner Forner, A. (1); Clemente Gutierrez, F. (1); Solís Preciado, N. (1); Fonseca Siles, A. (1); Fustes Sanjuan, M. D. L. M. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz del Alamo Sanchez Crespo, S. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Hortelano Dominguez, A. M. (1); Boo Pardo, A. M. (1); Chapel Gomez, M. L. (2)

(1)) Hospital Universitario de Toledo

**PALABRAS CLAVE:** MAMA IZQUIERDA, DIBH, 3D, CORAZÓN, PULMON, ARTERIA DESCENDENTE ANTERIOR, INSPIRACIÓN MANTENIDA

### OBJETIVO

Una de las técnicas de uso creciente en la radioterapia es el tratamiento con inspiración mantenida (DIBH por sus siglas en inglés) en la que el paciente inspira hasta alcanzar aproximadamente el 80% de la capacidad pulmonar y mantiene esa posición el máximo tiempo posible. Con esta técnica se pueden tratar SBRTs de pulmón o hígado, ya que el tumor permanece inmóvil y se consiguen PTVs menores. Otro beneficio, en el que se centra este trabajo, es en el tratamiento de mamas izquierdas, ya que al realizarse la inspiración se logra separar el corazón de la zona de tratamiento, reduciendo así su dosis. En este trabajo se comparan las dosis recibidas por pulmón izquierdo, corazón y arteria descendente anterior en tratamientos con DIBH y tratamientos convencionales.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron diez pacientes y se les realizó un CT en respiración libre y en inspiración mantenida. Se planificó, con una prescripción de 40.05Gy en 15 fracciones, en ambos sets de estructuras siguiendo una metodología 3D hasta alcanzar una cobertura de 95% de la dosis en el 99% del volumen y un máximo de 107%.

Se analizó y comparó los siguientes parámetros: para corazón y pulmón izquierdo el V5, V10, V20, V30, V40, Dmed y DMax y para arteria descendente anterior el V30, Dmed y Dmax.

También se evaluó la posible dosis recibida por los órganos de riesgo en caso de realizar un tratamiento con respiración libre. Para ello se planificó un tratamiento sobre CT en respiración libre y se copió y recalculó sobre el CT en DIBH.

### RESULTADOS

Consiguiendo coberturas similares de PTV, podemos ver en la tablas 1, 2 y 3 que se lograron considerables reducciones de dosis en corazón y arteria descendente anterior, sin embargo la dosis en pulmón izquierdo aumentó.

| CORAZÓN   |       |      |      |
|-----------|-------|------|------|
|           | Libre | DIBH | Dif% |
| Dmáx (Gy) | 40,9  | 38,5 | -6%  |
| Dmed (Gy) | 3,9   | 2,7  | -32% |
| V5 (%)    | 11,4  | 7,5  | -34% |
| V10 (%)   | 8,3   | 5,0  | -40% |
| V20 (%)   | 6,3   | 3,4  | -47% |
| V30 (%)   | 4,9   | 2,3  | -53% |
| V40 (%)   | 0,4   | 0,1  | -86% |

| ARTERIA DESCENDENTE ANTERIOR |       |      |      |
|------------------------------|-------|------|------|
|                              | Libre | DIBH | Dif% |
| Dmáx (Gy)                    | 40,1  | 35,7 | -11% |
| Dmed (Gy)                    | 29,7  | 15,4 | -48% |
| V30 (%)                      | 65,5  | 25,1 | -62% |

| PULMON IZQUIERDO |       |      |      |
|------------------|-------|------|------|
|                  | Libre | DIBH | Dif% |
| Dmáx (Gy)        | 43,3  | 43,3 | 0%   |
| Dmed (Gy)        | 6,2   | 6,7  | 8%   |
| V5 (%)           | 23,0  | 26,2 | 14%  |
| V10 (%)          | 16,8  | 18,7 | 11%  |
| V20 (%)          | 12,8  | 13,8 | 8%   |
| V30 (%)          | 9,6   | 10,2 | 5%   |
| V40 (%)          | 1,7   | 1,1  | -37% |

Tablas 1,2 y 3. Dosis Max y media y porcentajes de los distintos órganos que reciben las dosis indicadas en planificación con repiración libre y con DIBH

Respecto a la posible subida de dosis en tratamientos convencionales si la paciente respira, podemos ver los resultados en la tabla 4.



|                      | Plan en<br>CT Libre | Plan sobre<br>CT DIBH | Dif <sup>o</sup> % |
|----------------------|---------------------|-----------------------|--------------------|
| Corazón<br>Dmax (Gy) | 40,9                | 42,3                  | 3%                 |
| Corazón<br>Dmed (Gy) | 3,9                 | 4,3                   | 9%                 |
| Pulmón<br>Dmax (Gy)  | 43,3                | 46,1                  | 7%                 |
| Pulmón<br>Dmed (Gy)  | 6,2                 | 8,9                   | 42%                |

Tabla 4. Dosis recibidas por corazón y pulmón cuando se copia el plan de respiración libre sobre el CT en DIBH, simulando respiración de la paciente durante el tratamiento

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Mediante la técnica de irradiación de mama izquierda en DIBH, se consiguió reducir considerablemente la dosis en corazón (un 32% menos de dosis media) y particularmente en la arteria descendente anterior (un 48% de descenso de dosis media y un 61% menos de volumen que recibe 30 Gy). En contraposición, la dosis en pulmón izquierdo aumentó (7% más de dosis media).

Otra ventaja de la técnica DIBH en tratamientos de mama, contando con un sistema de monitorización de superficie (en nuestro centro se utiliza VisionRT), es que el PTV y OAR permanecen inmóviles durante la irradiación, por lo que la dosimetría calculada es más realista que la de un tratamiento con respiración libre, en el que corazón y pulmón se pueden meter en zona irradiada y recibir más dosis que lo estimado.

En esta cuestión, se comprobó que tanto el corazón como el pulmón aumentan la dosis si la paciente respira durante el tratamiento, pero estos valores obtenidos no son concluyentes, ya que tampoco es realista que la paciente vaya a tener esa posición de inspiración mantenida durante todo el tratamiento.

## HOJA DE CÁLCULO PARA DOSIMETRÍA PREVIA DE LA TÉCNICA IRRADIACIÓN CORPORAL TOTAL CON UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES

Alonso Muriedas, J. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Reguilón Martín, A. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Raba Díez, J. I. (1); Vazquez Rodríguez, J. A. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Gómez Enríquez, F. (1); Fabregat Borrás, R. (1); Bruzos López, D. (1); Pacheco Baldor, M. T. (1); Albendea Roch, J. (1); Pinto Guevara, F. (1); García Lamela, M. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

PALABRAS CLAVE: ICT, UNIDADES MONITOR, IN VIVO

## INTRODUCCIÓN

La Irradiación Corporal Total (ICT) es un procedimiento en Radioterapia en el que se irradia el cuerpo completo del paciente, procurando que la dosis sea lo más homogénea posible.

El objetivo del trabajo ha sido diseñar una hoja de cálculo estándar para dosimetría previa de ICT, caracterizando el haz de radiación de un acelerador lineal de electrones (ALE) y la anatomía del paciente.



## MATERIAL Y MÉTODOS

La hoja de cálculo está estructurada para realizar la irradiación con el paciente situado a una distancia lo suficientemente lejos del isocentro como para que todo su cuerpo quede dentro del campo. Se utiliza el gantry a 90°/270° y el colimador a 45° con el mayor tamaño de campo. La dosis se administra en cuatro campos colocando al paciente en antero-posterior (AP), postero-anterior (PA), lateral (LAT) izquierdo y derecho.

Se necesitan los siguientes datos para la caracterización del haz: razón tejido-maniquí (TMR) a distintas profundidades, factor de eje y factor de área

En el paciente, se toma como punto de referencia aquel situado en línea media a la altura del ombligo. Las partes anatómicas consideradas son: cabeza, cuello, mediastino, pulmón, abdomen, punto referencia (centro), pelvis, muslo y pierna. Se toman las siguientes medidas: diámetros AP/PA y LAT y distancia al centro

Tras introducir la dosis de prescripción, número de sesiones, distancia de la fuente al centro, profundidad del máximo de referencia y tasa de dosis, la hoja determina las unidades monitor (UM) necesarias para cada campo.

La hoja incluye la opción de proteger el pulmón con bloques de plomo en los campos AP/PA, introduciendo la dosis máxima permitida en dicho órgano.

Las partes del cuerpo más externas (cabeza y pies), pueden quedar sobredosificadas. Existe la posibilidad de reducir el tamaño de campo en los campos laterales para reducir su exposición.

Si se realiza dosimetría in vivo colocando detectores en el paciente, la hoja permite calcular la dosis teórica que deberían medir los detectores.

La hoja de cálculo ha sido verificada utilizando detectores de diodo situados en el paciente en algunas zonas de su cuerpo durante un campo de radiación con dos ALEs distintos: un Elekta Precise y Varian Truebeam STX.

## RESULTADOS

La Tabla1 muestra un ejemplo de cálculo de la hoja.

| Dosis de prescripción 12 Gy |                     |       |           |                                   |      |
|-----------------------------|---------------------|-------|-----------|-----------------------------------|------|
| REGIÓN                      | Tasa dosis LM cGy/s |       | TOTAL cGy | Unidades Monitor por campo        |      |
|                             | AP/PA               | LD/LI |           | UM AP <b>CON Pb</b> POR SESIÓN:   |      |
| CABEZA                      | 9,2                 | 9,9   | 1253,26   | UM PA <b>CON Pb</b> POR SESIÓN:   | 915  |
| CUELLO                      | 10,5                | 8,1   | 1237,41   | UM AP <b>SIN Pb</b> POR SESIÓN:   | 274  |
| MEDIASTINO                  | 9,1                 | 7,8   | 1266,16   | UM PA <b>SIN Pb</b> POR SESIÓN:   | 274  |
| PULMÓN                      | 8,5                 | 7,8   | 1216,73   | UM LD POR SESIÓN:                 | 1312 |
| ABDOMEN                     | 8,6                 | 7,7   | 1223,72   | UM LI POR SESIÓN:                 | 1312 |
| CENTRO                      | 8,7                 | 8,0   | 1252,99   | UM LD <b>CON PROT</b> POR SESIÓN: | 317  |
| PELVIS                      | 8,4                 | 7,6   | 1200,00   | UM LD <b>SIN PROT</b> POR SESIÓN: | 995  |
| MUSLO                       | 9,2                 | 8,4   | 1164,21   | UM LI <b>CON PROT</b> POR SESIÓN: | 317  |
| PIERNA                      | 10,0                | 9,2   | 1265,66   | UM LI <b>SIN PROT</b> POR SESIÓN: | 995  |

Tabla1: Dosis calculada para cada región anatómica siendo la dosis prescrita 12 Gy en 6 sesiones y UM para cada campo y por sesión.

La Tabla2 muestra la verificación in vivo.

| Campos | Centro                |                    |                | Mediastino            |                    |                | Cabeza                |                    |                |
|--------|-----------------------|--------------------|----------------|-----------------------|--------------------|----------------|-----------------------|--------------------|----------------|
|        | Dosis Calculada (cGy) | Dosis Medida (cGy) | Diferencia (%) | Dosis Calculada (cGy) | Dosis Medida (cGy) | Diferencia (%) | Dosis Calculada (cGy) | Dosis Medida (cGy) | Diferencia (%) |
| 1      | 29,48                 | 30,20              | 2,5            | 29,05                 | 30,07              | 3,5            | -                     | -                  | -              |
| 2      | 34,84                 | 34,29              | 1,6            | -                     | -                  | -              | 44,80                 | 40,98              | 8,5            |
| 3      | 13,53                 | 13,20              | 2,5            | -                     | -                  | -              | 0,51                  | 0,35               | 45             |

Tabla2: diferencia porcentual entre la dosis calculada con la hoja y medida in vivo para tres campos distintos de un mismo paciente en un acelerador TrueBeam y en tres regiones distintas.





## DISCUSIÓN

En la tabla1 se observa dosis mayores que la dosis de prescripción excepto en el muslo que está menos de 0,9 Gy.

La tabla2 muestra diferencias menores del 4% entre la dosis calculada con la hoja y la medida tanto para el mediastino como en el centro. En la cabeza hay se mide menos de lo calculado debido a la atenuación del hueso cráneo. El último campo lleva protección de la cabeza con mordazas y la medida es muy pequeña.

## CONCLUSIÓN

La hoja de cálculo propuesta es válida para el cálculo previo de UM para una ICT en un ALE introduciendo los datos característicos del haz y la anatomía del paciente, así como su verificación in vivo.

# ANÁLISIS DOSIMÉTRICO SOBRE LA CORRECCIÓN DEL NÚMERO CT DEL CONTRASTE YODADO ADMINISTRADOS EN LOS CT DE PLANIFICACIÓN

Adaimi Hernández, P. (1); Botella Faus, P. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Alonso Delgado, I. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Trápaga Porrero, V. (1); Brazales San Martín, R. (1); Rollán Plaza, R. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Cabello Murillo, E. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

PALABRAS CLAVE: CONTRASTE, PULMÓN, UNIDADES HOUNSFIELD, CORRECCIÓN DENSIDAD.

## OBJETIVO Y PROPÓSITOS

Con el aumento de la utilización de contrastes yodados intravenosos en los pacientes con un fin diagnóstico, y debido a la optimización y limitación en el uso de radiaciones ionizantes en los pacientes, se observa que hay un aumento en el número de dosimetrías cuyo CT de simulación presenta contraste yodado cerca del volumen de tratamiento, alterando la densidad y por tanto las unidades Hounsfield (HU) de dichas regiones con respecto a la que tendrían el día de la administración del tratamiento.

El objetivo de este estudio es analizar las diferencias observadas entre realizar un cálculo dosimétrico sobrescribiendo la densidad del contraste en las zonas de interés, y realizarlo sobre el TC de simulación original.

Se ha analizado las diferencias observadas en ambos casos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio se han considerado 10 pacientes de cáncer de pulmón en los que se ha pintado la zona contrastada correspondiente al corazón y los grandes vasos próximos al PTV. En primer lugar se ha realizado el cálculo dosimétrico sobrescribiendo la densidad de estas zonas de contraste. El valor de HU asignado se corresponde con el valor promedio de las zonas anatómicas del entorno. Se ha utilizado el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) Eclipse V15.6 (Varian Medical Systems) empleando para el cálculo el algoritmo de cálculo de Acuros 15.6.

Posteriormente se ha realizado el cálculo dosimétrico de dichos pacientes sin sobrescribir las HU de las zonas con contraste, y se han utilizado las siguientes métricas dosimétricas para realizar el análisis comparativo entre las dos planificaciones en todos los pacientes: Histograma Dosis-Volumen (HDV), Dmed(PTV), Dmáx(PTV), Dmed(Contraste), Dmáx(Contraste), V20(Pulmon) y Dmáx(médula).

## RESULTADOS

En la siguiente tabla (Tabla1) se recogen los resultados obtenidos de las diferencias en promedio para los 10 pacientes analizados.

Asimismo, se ha realizado la comparación de los diferentes HDV de cada paciente en cada una de las dos situaciones y las diferencias de las distribuciones de dosis entre cada planificación (FIGURA 1)

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Tras el análisis de los pacientes y a la vista de los resultados obtenidos podemos concluir que no se encuentran diferencias significativas clínicamente en las dosimetrías realizadas con corrección de HU y sin corrección de HU. Por lo tanto, se puede concluir que no es necesario realizar otro CT sin contraste en estos pacientes, y que tampoco será necesario realizar una corrección de las HU en los CT con contraste, evitando invertir tiempo en estas tareas y disminuyendo a su vez posibles incertidumbres que pudieran tener lugar en estos procesos de corrección.



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> OULHOUQ, Y. ET AL. (2021) "DOSIMETRIC STUDY OF HOUNSFIELD NUMBER CORRECTION EFFECT IN AREAS INFLUENCED BY CONTRAST PRODUCT IN LUNGS CASE" REPORTS OF PRACTICAL ONCOLOGY AND RADIOTHERAPY 26(4): 590–597

# PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA HOLOCRANEAL CON PRESERVACIÓN DE HIPOCAMPO

Suárez Álvarez, N. (1); Fernández Bodelón, B. (2); Noriega Trapiello, A. M. (2); Herrero Rojas, J. (1); Villalón Arias, C. (1); Fernández García, J. (1); Peinado Montes, M. Á. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias, (2) Fundación Hospital de Jove

PALABRAS CLAVE: WBRT, HA-WBRT, HIPOCAMPO

## INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de irradiación holocraneal (WBRT) están asociados con un déficit neurocognitivo debido a la irradiación del hipocampo. Los avances en técnicas como VMAT e IMRT han permitido diseñar tratamientos que preserven dicha estructura (HA-WBRT), responsable de la función cognitiva y la memoria.

En nuestro centro, los planes se realizaban de acuerdo a las recomendaciones del grupo RTOG-0933 siguiendo el método de planificación propuesto por Krayenbuehl (2017). En este trabajo se ha modificado dicho método con el objetivo de mejorar la homogeneidad de la distribución de dosis en el PTV así como de reducir la dosis en los órganos de riesgo (OAR).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Siete pacientes tratados en un TrueBeam STx (Varian Medical Systems) fueron replanificados retrospectivamente. El plan original de VMAT se realizó con cuatro arcos: dos arcos completos coplanares y dos arcos no coplanares con ángulos de mesa de 300° y 60° de acuerdo al método propuesto por Krayenbuehl et al (2017).

Para el nuevo método de planificación (método 2), se añadió un contorno auxiliar para reducir dosis en la cavidad nasal y el PTV de planificación (margen de 7mm entorno al hipocampo) fue dividido en tres regiones, definiéndose la central (PTVMID) hasta 1cm por encima y por debajo del hipocampo (FIGURA 1). Esta división tiene el objetivo de poder mejorar la cobertura durante la optimización.

La prescripción fue de 30 Gy en 10 fracciones en cuatro de los casos y de 25 Gy en 10 fracciones para los tres pacientes restantes.

Para evaluar ambos métodos, se analizaron los parámetros D98%, D2%, V95%, Dmáx, D50% y el índice de homogeneidad (HI) de acuerdo al ICRU 83 para los PTVs, así como D100% y D2% para el hipocampo y la dosis máxima en cristalino y nervios ópticos. También se calculó el ratio UM/Dfx (UM/cGy).

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 1 se incluyen el promedio y los rangos de los parámetros evaluados, así como los valores de referencia de la bibliografía. El método 2 proporciona mejora la homogeneidad de dosis, reduciendo la dosis máxima y mejorando la cobertura un 1.1% en la región central.

Aumentar en un arco la geometría del plan de tratamiento no supone un incremento en el ratio de UM por dosis prescrita.

## CONCLUSIONES

En ambos métodos se cumplen las tolerancias indicadas por el RTOG-0933. Sin embargo, la modificación de la técnica propuesta por Krayenbuehl supone una mejora en la calidad del plan de tratamiento y una reducción de la dosis en los OARs sin suponer un aumento del ratio de UM por dosis prescrita.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> KRAYENBUEHL J, DI MARTINO M, GUCKENBERGER M, ANDRATSCHKE N. IMPROVED PLAN QUALITY WITH AUTOMATED RADIOTHERAPY PLANNING FOR WHOLE BRAIN WITH HIPPOCAMPUS SPARING: A COMPARISON TO THE RTOG 0933 TRIAL. RADIAT ONCOL. 2017 OCT 2;12(1):161. DOI: 10.1186/s13014-017-0896-7. ERRATUM IN: RADIAT ONCOL. 2017 Nov 8;12(1):173. PMID: 28969706; PMCID: PMC5625717.

<sup>2</sup> GONDI V, PUGH SL, TOME WA, ET AL. PRESERVATION OF MEMORY WITH CONFORMAL AVOIDANCE OF THE HIPPOCAMPAL NEURAL STEM-CELL COMPARTMENT DURING WHOLE-BRAIN RADIOTHERAPY FOR BRAIN METASTASES (RTOG 0933): A PHASE II MULTI-INSTITUTIONAL TRIAL. J CLIN ONCOL. 2014;32:3810–3816. DOI: 10.1200/JCO.2014.57.290



# CURVA DE APRENDIZAJE EN EL USO DE UN SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE ALIGNRT EN LA RADIOTERAPIA DE MAMA

Montes Rubio, E. (1); López Gámez, M. (2); Luguera Sánchez, E. (2)

(1) Instituto Catalán de Oncología

**PALABRAS CLAVE:** RADIOTERAPIA GUIADA POR LA IMAGEN, RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE, ALIGN-RT, TIEMPOS DE TRATAMIENTO, AGENDA DE TRATAMIENTO, TRATAMIENTO DE MAMA

## INTRODUCCIÓN

Se ha incorporado recientemente a nuestro servicio el sistema de posicionamiento por superficie (SGRT) Align-RT® (©Vision RT, London, UK) que estamos aplicando en los tratamientos de mama.

El objetivo de este trabajo es evaluar los tiempos de tratamiento derivados del uso de este sistema y su repercusión en la agenda de tratamientos del acelerador.

## MATERIALES

El sistema Align-RT compara la superficie del paciente obtenida a partir del TC de planificación con la obtenida en la sala de tratamiento para el posicionamiento y el control del movimiento durante la irradiación.

Hemos obtenido de la red de registro ARIA los tiempos empleados al realizar los tratamientos de mama con el sistema Align-RT, haciendo distinción entre los tiempos del día del inicio (inicial) y los demás días de tratamiento (sucesivas), sobre 438 pacientes correspondientes a 2961 fracciones realizadas en un rango de 8 meses, divididos en tres periodos para su posterior comparación.

De la misma manera, hemos obtenido los tiempos empleados en el mismo acelerador sin utilizar el sistema Align-RT de 170 pacientes correspondientes a 1600 fracciones.

Los tratamientos analizados se dividen a su vez en mamas con áreas (mama completa) o sin áreas (mama simple), con técnicas aplicadas 3D o VMAT y en mamas izquierdas en inspiración profunda mantenida (DIBH).

## RESULTADOS

A la vista de los resultados observamos que en las sesiones iniciales de tratamientos de mama simple 3D, completa 3D y simple 3D DIBH los tiempos son similares en los tres periodos estudiados.

Sin embargo, en los inicios con mama completa 3D DIBH, VMAT y VMAT DIBH se observa una disminución del tiempo que se puede relacionar con la curva de aprendizaje del sistema.

En cuanto a los tiempos de tratamiento de las sesiones sucesivas nos encontramos la misma tendencia.

Al comparar los tiempos consumidos con el sistema Align-RT del último periodo respecto a los tiempos sin su uso, nos encontramos que para las sesiones iniciales éstos se ven ligeramente incrementados con el uso del sistema en los tratamientos de mama simple 3D y DIBH. Y para las sesiones sucesivas, se ven incrementados en mama simple y completa 3D, sin embargo, disminuidos en mama simple 3D DIBH.

La mejora en el tiempo de tratamiento de mamas 3D DIBH podría ser debido a que el sistema Align-RT permite una mayor reproducibilidad de la amplitud respiratoria ya que las pacientes visualizan la curva respiratoria en una pantalla.

No podemos comparar los tiempos de la mama completa 3D DIBH y VMAT DIBH, debido a que no realizábamos estas técnicas con anterioridad al sistema Align-RT por que no confiábamos en tener una correcta reproducibilidad del tratamiento.

## CONCLUSIONES

Tras analizar los tiempos consumidos al realizar los tratamientos con el sistema de radioterapia guiada por la imagen Align-RT nos encontramos con la necesidad de ajustar ligeramente los tiempos programados en la agenda.

El aprendizaje juega un papel importante a la hora de definir los tiempos de la agenda de tratamientos del acelerador, sobre todo al incluir una técnica como la VMAT o la DIBH.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> FREISLEDERER P, KÜGELE M, ÖLLERS M, ET AL. RECENT ADVANCES IN SUR-FACE GUIDED RADIATION THERAPY. RADIAT ONCOL. 2020;15(1):1-11.



- <sup>2</sup> KOST S, SHAH CS, XIA P, GUO B. SETUP TIME AND POSITIONING ACCURACY IN BREAST RADIATION THERAPY USING SURFACE GUIDED RADIATION THERAPY. INT J RADIAT ONCOL. 2018 Nov;102(3):E481-2.
- <sup>3</sup> TIM-OLIVER SAUER, OLIVER J. OTT, GODEHARD LAHMER, ET AL. REGION OF INTEREST OPTIMIZATION FOR RADIATION THERAPY OF BREAST CANCER. J APPL CLIN MED PHY. 2021;22:152-160.

## INFLUENCIA DEL AIRE EN LA OPTIMIZACIÓN EN TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO

Botella Faus, P. (1); Adaimi Hernández, P. (1); Ramón García, C. (2); Rojo Navarrete, D. (1); Alonso Delgado, I. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Martín García, D. (1); Trápaga Porrero, V. (1); Gaitan Simón, A. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Cabello Murillo, E. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre, (2) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: ORL, SOBRESCRIBIR, AIRE

### INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de cabeza y cuello (ORL) presentan una dificultad a nivel dosimétrico debido a las diferentes cavidades anatómicas con aire que se interponen en la trayectoria de los haces de tratamiento. Una de las posibilidades que se plantea en este trabajo para abordar este problema es sobrescribir esas cavidades a una densidad promedia entre órgano y aire para realizar el proceso de optimización de VMAT y posteriormente volver a restablecer la densidad original para el cálculo final.

El objetivo de este trabajo es evaluar las diferencias en las coberturas de los CTV, PTV así como los límites de dosis a órganos de riesgo para el caso en el que no se ha sobrescrito el aire en la optimización y para el caso de sobrescribirlo.

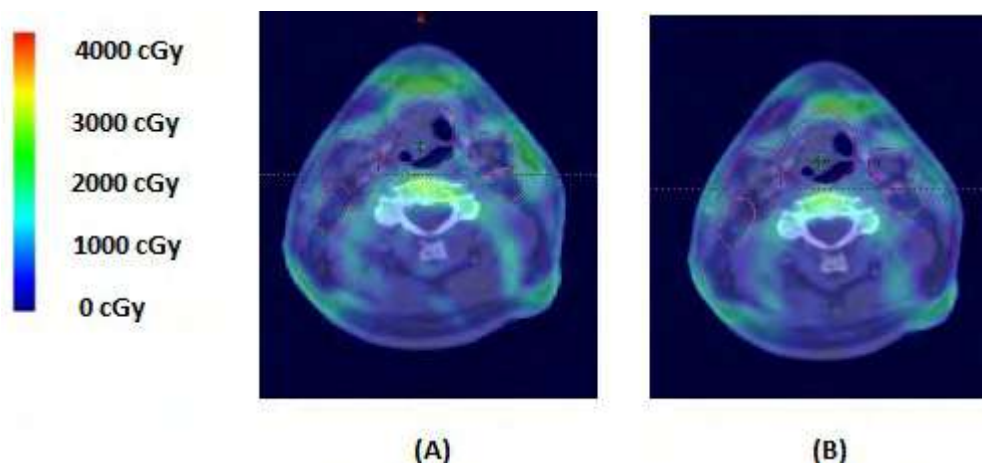
### MATERIALES Y MÉTODOS

Se han evaluado cinco pacientes con lesiones de ORL con desplazamientos en la dirección longitudinal y lateral de  $\pm 5$  mm. El valor de desplazamiento elegido corresponde al margen que se le ha dado al CTV en estos tratamientos para generar el PTV.

Se comparan estas diferencias en dos métodos de planificación: el método A corresponde a la planificación convencional, cuyas densidades en la optimización son las originales de la TC de simulación. Por otro lado el método de planificación B consiste en sobrescribir las cavidades con aire a una densidad promedia entre órgano y aire (-200 HU) para realizar el proceso de optimización de VMAT y posteriormente volver a restablecer la densidad original para el cálculo final.

Se analizan los PTV y CTV del plan, así como el tronco, la médula ósea, las parótidas y la cavidad oral. Los valores clínicos seleccionados para la comparación son: para los target D2cc, D98%, D95% y Dmedia, para los OAR en serie Dmax y en paralelo la Dmedia [1]. Los planes han sido calculados con el planificador Eclipse 15.6 (Varian Medical Systems). La dosimetría en cada caso se ha obtenido partiendo de una planificación inicial, una vez registrados los valores clínicos se desplaza el isocentro al valor deseado y se vuelve a calcular sin hacer una reoptimización.

### RESULTADOS





Los resultados se reflejan en la TABLA 1, de forma porcentual. Se obtienen mediante el promedio de las diferencias calculadas entre el plan original y los planes desplazados para cada paciente en valor absoluto.

| MÉTODO A | $\Delta D_{2cc}$ | $\Delta D_{98\%}$ | $\Delta D_{95\%}$ | $\Delta D_{media}$ |
|----------|------------------|-------------------|-------------------|--------------------|
| PTVp     | 0,4%             | 6,3%              | 4,9%              | 1,0%               |
| PTVn     | 1,2%             | 4,6%              | 4,2%              | 1,0%               |
| PTV      | 0,4%             | 5,2%              | 2,7%              | 0,7%               |
| CTVp     | 0,4%             | 2,4%              | 1,4%              | 0,5%               |
| CTVn     | 1,4%             | 2,7%              | 2,4%              | 0,9%               |
| CTV      | 0,4%             | 1,8%              | 1,1%              | 0,5%               |

| MÉTODO A    | $\Delta D_{max}$ | $\Delta D_{media}$ |
|-------------|------------------|--------------------|
| Brainstem   | 3,6%             |                    |
| Spinal Cord | 4,1%             |                    |
| Parotid L   |                  | 9,6%               |
| Parotid R   |                  | 9,8%               |
| O.Cav       |                  | 7,6%               |

| MÉTODO B | $\Delta D_{2cc}$ | $\Delta D_{98\%}$ | $\Delta D_{95\%}$ | $\Delta D_{media}$ |
|----------|------------------|-------------------|-------------------|--------------------|
| PTVp     | 0,2%             | 5,3%              | 4,6%              | 0,9%               |
| PTVn     | 0,6%             | 3,9%              | 3,6%              | 0,8%               |
| PTV      | 0,2%             | 5,1%              | 2,6%              | 0,7%               |
| CTVp     | 0,2%             | 2,5%              | 1,6%              | 0,5%               |
| CTVn     | 1,9%             | 3,1%              | 2,4%              | 0,8%               |
| CTV      | 0,4%             | 2,6%              | 1,2%              | 0,5%               |

| MÉTODO B    | $\Delta D_{max}$ | $\Delta D_{media}$ |
|-------------|------------------|--------------------|
| Brainstem   | 5,7%             |                    |
| Spinal Cord | 6,7%             |                    |
| Parotid L   |                  | 11,0%              |
| Parotid R   |                  | 13,1%              |
| O.Cav       |                  | 8,3%               |

## DISCUSIÓN

En la TABLA 1 se observa mayor variación en las coberturas de los PTV y los CTV para el caso en que no se sobrescribe el aire (A). Sin embargo las diferencias que se originan para los OAR son mayores si se sobrescribe el aire en la optimización (B), con un valor de 6.7% para la médula ósea.

## CONCLUSIÓN

Para dosimetrías en las que prevalezca priorizar las cobertura del PTV y el CTV el método a considerar sería el B, en cambio si se quiere preservar los OAR el método a considerar sería el A.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ZHEN DING\*, XIAOYONG XIANG\*, QI ZENG, JUN MA, ZHITAO DAI, KAILIAN KANG AND SUYAN BI . EVALUATION OF PLAN ROBUSTNESS ON THE DOSIMETRY OF VOLUMETRIC ARC RADIOTHERAPY (VMAT) WITH SET-UP UNCERTAINTY IN NASOPHARYNGEAL CARCINOMA (NPC) RADIOTHERAPY, RADIATION ONCOLOGY (2022) 17:1





## ÁREA TEMÁTICA: IMAGEN EN RADIOTERAPIA Y MODELOS PREDICTIVOS

# EFFECTO DEL MARGEN ALREDEDOR DE LOS ÓRGANOS EN EL CONTORNEO AUTOMÁTICO CON REDES NEURONALES CONVOLUCIONALES

Llorente Manso, M. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Vilela Serrano, S. (1); Carballo González, N. (1)

(1) Centro Oncológico MD Anderson

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA. CONTORNEO AUTOMÁTICO. APRENDIZAJE AUTOMÁTICO

### INTRODUCCIÓN

En el proceso del tratamiento de Radioterapia, una parte importante es la delimitación de las estructuras críticas. Se puede automatizar esta tarea con el empleo de aprendizaje automático con redes neuronales. El trabajo previo de entrenamiento de las redes requiere un gran consumo de tiempo y recursos.

Una de las redes más empleadas es la red neuronal convolucional (CNN) U-NET(1,2).

En el presente trabajo exploramos el efecto en la velocidad de convergencia y fidelidad del resultado al aplicar un margen alrededor del órgano de interés en la máscara que se emplea para entrenar la red.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Entrenamos una red U-NET 3D a partir de imágenes de TAC adquiridas para simulación de Radioterapia. Se delimitan los siguientes órganos: ojo izquierdo, nervio óptico derecho, pulmón derecho, médula espinal, esófago y cabeza femoral izquierda.

Para no emplear demasiada memoria, se recortan las imágenes de entrada. El tamaño de las imágenes de entrada oscila entre 64x64x32 píxeles para el ojo y nervio óptico y 96x128x128 para los demás. Se aumenta el número de imágenes de entrada seleccionando múltiples puntos desde los que recortar las imágenes. Así, el número total de juegos de imágenes para el entrenamiento oscila entre los 122 y 395.

Para cada órgano, se entrenan 3 modelos en los que se aplica sobre el contorno original un margen de 0, 1 y 2 mm respectivamente.

La red se implementa en Keras y se entrena en un procesador Intel Core i7 a 3GHz y con una memoria RAM de 32 GB. El tiempo de entrenamiento varía dependiendo del tamaño de la matriz de entrada y el número de imágenes entre 4 y 14 horas. Cada modelo se entrena durante 10 ciclos.

Los modelos resultantes se aplican sobre imágenes de 5 pacientes distintos de los empleados en el entrenamiento. Para evaluar la bondad del modelo, se emplea el índice DICE definido como:

$$D = \frac{2 \cdot |A \cap B|}{|A| + |B|}$$

donde X es el valor real e Y el valor calculado.

### RESULTADOS

La tabla 1 muestra los promedios del índice Dice en los distintos órganos en función del margen aplicado.

### DISCUSIÓN

Para los órganos de mayor volumen (fémur y pulmón) el margen de 2 mm empeora los resultados y es mejor emplear 1 ó 0 mm.

Para los órganos de menos volumen o sección en el plano axial, los resultados mejoran al aplicar un margen, siendo muy pronunciada la mejora en el caso del esófago.

### CONCLUSIONES

Al entrenar una red neuronal convolucional, la convergencia mejora al aplicar un margen alrededor de las estructuras de los órganos de pequeño volumen o sección en el plano axial.

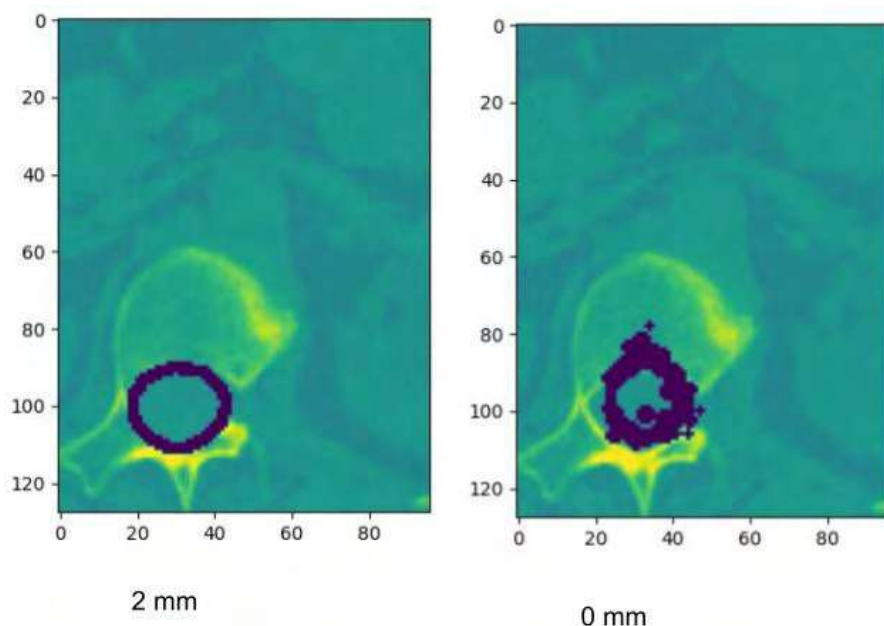
TABLA 1.

| Margen (mm) | 0 | 1 | 2 |
|-------------|---|---|---|
|-------------|---|---|---|



| Órgano       | Índice Dice |       |       |
|--------------|-------------|-------|-------|
| Fémur l.     | 0.859       | 0.95  | 0.82  |
| Ojo l.       | 0.81        | 0.905 | 0.907 |
| Esófago      | 0.354       | 0.303 | 0.642 |
| Medúla       | 0.686       | 0.755 | 0.831 |
| N. Óptico D. | 0.587       | 0.588 | 0.628 |
| Pulmón D.    | 0.966       | 0.961 | 0.894 |

FIGURA 1. Contornos predichos en médula con distintos márgenes



## REFERENCIAS

- MARTIN KOLARIK ET. AL. OPTIMIZED HIGH RESOLUTION 3D DENSE U-NET NETWORK FOR BRAIN AND SPINE SEGMENTATION. APPL. SCI. 2019, 9(3), 404
- RONNEBERGER, O.; FISHER, P. ; BROX, T. U-NET: CONVOLUTIONAL NETWORKS FOR BIOMEDICAL IMAGE SEGMENTATION. INTERNATIONAL CONFERENCE ON MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION; SPRINGER: CHAM, SWITZERLAND, 2015; PP. 234-241

## DESARROLLO DE DOS HERRAMIENTAS SOFTWARE PARA LA MONITORIZACIÓN DE LOS TIEMPOS DE PREPARACIÓN DEL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO

Morcillo García, A. B. (1); Rincón Perez, M. (1); Gómez Tejedor, S. (1); Penedo Cobos, J. M. (1); Martínez Felipe, A. M. (1); González Abad, R. (1); García Castejón, M. Á. (1); Azinovic, I. (1)

(1) Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: CALIDAD, TIEMPOS, PREPARACIÓN, MOSAIQ

## INTRODUCCIÓN

Uno de los indicadores de calidad de la Sociedad Española de Oncología Radioterápica es el "tiempo del proceso de preparación del tratamiento de radioterapia", entendido como la duración entre la fecha de simulación y la fecha de la



primera sesión de tratamiento'. Este tiempo debe ser inferior a 15 días naturales para tratamientos convencionales y a 21 días para técnicas especiales. El objetivo del trabajo es desarrollar dos herramientas de software que permitan monitorizar los tiempos empleados en cada fase de este proceso a nivel global, y de forma individual para cada paciente.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La duración de cada fase se puede obtener a partir de las "listas de tareas" autogeneradas en Mosaiq mediante scripts IQ. Dado que la fecha queda registrada al completar una tarea, el tiempo empleado en cada fase puede calcularse como los días transcurridos entre la fecha de culminación de dos tareas consecutivas (FIGURA 1). Esta información se explota mediante dos aplicaciones software que realizan una consulta SQL a la base de datos de Mosaiq de forma automática. La información ya procesada se presenta en Power BI para un análisis más dinámico.



**Figura 1.** Principales tareas definidas en MOSAIQ (en verde), que delimitan el final de una fase y el inicio de la siguiente.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la FIGURA 2 se muestran dos capturas de la interfaz de las herramientas desarrolladas. La primera ofrece los datos globales en un rango de fechas definido por el usuario, permitiendo filtrar por técnica y/o patología. Empleando esta herramienta se obtuvieron los datos relativos al año 2022, en el que se realizaron más de 1360 tratamientos con un tiempo promedio de preparación de 7.4 días laborables (unos 9.4 días naturales). La fase de citación, es decir, desde que se realiza el control de calidad hasta que el paciente inicia el tratamiento, fue la que consumió más tiempo del proceso, requiriendo en promedio 3 días laborables. Por patologías, los procesos de preparación más largos se correspondieron con tratamientos de próstata,

12.6 días laborables en promedio, probablemente porque son menos urgentes. Los tratamientos de SBRT y los tratamientos convencionales VMAT necesitaron tiempos de preparación similares (8 y 7.6 días laborables respectivamente), aunque superiores a los tratamientos de 3D, preparados en apenas 3.6 días laborables.

## HERRAMIENTAS DE SEGUIMIENTO DESARROLLADAS



**Figura 2.** Interfaz de las dos aplicaciones software desarrolladas para analizar los tiempos de preparación de los tratamientos de forma (a) global e (b) individual para cada paciente.

La segunda herramienta permite visualizar en tiempo real la fase en la que se encuentra cada paciente cuyo tratamiento está siendo preparado, permitiendo que tanto el personal de Oncología Radioterápica como el de Radiofísica puedan realizar un seguimiento estrecho de los pacientes en preparación e identificar, por ejemplo, aquellos pacientes que acumulen más demora y deban ser priorizados, o aquellos que estén listos para citarse.

### CONCLUSIONES

Las herramientas desarrolladas se complementan para permitir, por un lado, evaluar globalmente el proceso de preparación de los tratamientos, identificando aquellas fases o patologías que necesiten ser optimizadas; y por otro lado, favorecer la reducción de estos tiempos realizando un control estrecho de los pacientes para priorizar aquellos demorados. Además, estas herramientas favorecen la colaboración entre el personal de Radiofísica y de Oncología Radioterápica en un proceso en el que las tareas de unos y otros están muy interrelacionadas.

### REFERENCIAS

- SEOR (2018). INDICADORES DE CALIDAD EN ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA. DISPONIBLE EN: [HTTPS://SEOR.ES/WP-CONTENT/UPLOADS/2018/11/INDICADORES-CALIDAD-SEOR-OCTUBRE-2018B.PDF](https://seor.es/wp-content/uploads/2018/11/INDICADORES-CALIDAD-SEOR-OCTUBRE-2018B.PDF)

## EVALUACIÓN DE CORRECCIONES INTRAFRACCIÓN MEDIANTE IMAGEN PLANAR EN EL ACELERADOR TRUEBEAM PARA TRATAMIENTOS DE SBRT DE COLUMNA

Sáez Beltrán, F. (1); Benito Bejarano, M. A. (2)

(1) Servicio de Radiofísica, Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL), (2) Hospital Provincial De Zamora





## INTRODUCCIÓN

En tratamientos complejos como SBRT, puede ser conveniente realizar una adquisición de imagen a mitad de tratamiento para verificar si ha habido alguna variación por movimiento intrafracción. Como hacer un CBCT implica prolongar el tiempo total de tratamiento, puede convenir el realizar una prueba de imagen más sencilla, como dos imágenes planares ortogonales. En este trabajo se estudian las diferencias en la reproducibilidad y en la precisión de los sistemas de imagen de un Acelerador Varian Truebeam con mesa 6D, para determinar cual es el umbral de detectabilidad de variaciones en la posición de las pruebas planares de imagen.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Las pruebas se hicieron con la parte de abdomen del maniquí antropomórfico Alderson RANDO (®Radiology Support Devices, Ltd) en un Acelerador Truebeam con mesa 6D. Se introdujeron diferentes desplazamientos traslacionales y angulares en cada una de las dimensiones (0, 1 y 2 mm para traslaciones y 0, 1 y 2 grados para rotaciones). En cada posición se hicieron CBCTs y adquisiciones planares kV-kV y kV-MV, haciendo tres adquisiciones consecutivas sin mover el maniquí, para determinar la repetibilidad de los resultados. En cada imagen adquirida se aplicó el software de "Matching" de imágenes, a partir de una región de interés (ROI) centrada en una vértebra lumbar, lo que devuelve tres correcciones lineales (vertical, longitudinal, lateral) y tres angulares (rotación de mesa, cabeceo, balanceo). Suponiendo que los posicionamientos obtenidos siguen una distribución gaussiana, dos veces el valor de la varianza da un intervalo de confianza del más del 95% en la determinación de la posición. Se busca comprobar si las correcciones para las imágenes planares tienen la suficiente fiabilidad respecto de las correcciones que se obtendrían repitiendo otro CBCT.

## RESULTADOS

| TRASLACIONES |           | VRT (mm) | LNG (mm) | LAT (mm) | VRT (mm) | LNG (mm) | LAT (mm) | VRT (mm) | LNG (mm) | LAT (mm) | VRT (mm) | LNG (mm) | LAT (mm) | VRT (mm) | LNG (mm) | LAT (mm) | VRT (mm) | LNG (mm) | LAT (mm) | VRT (mm) | LNG (mm) | LAT (mm) |
|--------------|-----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
|              |           | 0        | 0        | 0        | 1        | 0        | 0        | 2        | 0        | 0        | 0        | 0        | 1        | 0        | 0        | 2        | 0        | 1        | 0        | 0        | 0        | 2        |
|              |           | Pos.     | σ        | Res.     | Pos.     | σ        | Res.     | Pos.     | σ        | Res.     | Pos.     | σ        | Res.     | Pos.     | σ        | Res.     | Pos.     | σ        | Res.     | Pos.     | σ        | Res.     |
| CBCT         | VERT (mm) | 0.0      | 0.1      |          | 1.0      | 0.0      | 0.1      | 2.0      | 0.0      | 0.0      | 0.2      | 0.1      | 0.2      | 0.2      | 0.1      | 0.2      | 0.2      | 0.1      | 0.2      | 0.2      | 0.1      | 0.2      |
|              | LONG (mm) | 0.0      | 0.0      |          | 0.1      | 0.1      | 0.1      | 0.1      | 0.1      | 0.2      | 0.1      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.1      | 0.1      | 0.9      | 0.0      | 0.0      | 1.9      | 0.0      | 0.0      |
|              | LAT (mm)  | 0.0      | 0.1      |          | 0.0      | 0.1      | 0.2      | 0.0      | 0.1      | 0.2      | -1.0     | 0.1      | 0.2      | -2.0     | 0.2      | 0.5      | 0.0      | 0.1      | 0.2      | 0.0      | 0.1      | 0.2      |
|              | ROT (°)   | 0.0      | 0.0      |          | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      |
|              | CAB (°)   | 0.0      | 0.1      |          | 0.0      | 0.1      | 0.2      | 0.0      | 0.1      | 0.2      | 0.0      | 0.0      | 0.1      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.1      | 0.0      | 0.0      | 0.0      |
|              | BAL (°)   | 0.0      | 0.0      |          | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.1      | 0.2      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      | 0.0      |
| kV-kV        | VERT (mm) | 0.0      | 0.1      |          | 0.9      | 0.1      | 0.5      | 1.8      | 0.1      | 0.5      | 0.6      | 0.1      | 0.4      | 0.4      | 0.1      | 0.4      | 0.5      | 0.0      | 0.2      | 0.2      | 0.1      | 0.2      |
|              | LONG (mm) | -0.1     | 0.1      |          | -0.2     | 0.1      | 0.2      | 0.0      | 0.1      | 0.3      | 0.0      | 0.1      | 0.2      | 0.0      | 0.1      | 0.2      | -1.2     | 0.1      | 0.2      | -2.3     | 0.1      | 0.3      |
|              | LAT (mm)  | 0.1      | 0.1      |          | 0.1      | 0.2      | 0.5      | 0.3      | 0.2      | 0.7      | -0.7     | 0.1      | 0.3      | -1.7     | 0.1      | 0.2      | 0.2      | 0.2      | 0.6      | 0.1      | 0.1      | 0.6      |
|              | ROT (°)   | -0.2     | 0.1      |          | -0.1     | 0.1      | 0.3      | -0.2     | 0.1      | 0.3      | -0.2     | 0.1      | 0.2      | -0.1     | 0.0      | 0.1      | -0.2     | 0.1      | 0.2      | -0.4     | 0.1      | 0.2      |
|              | CAB (°)   | 0.0      | 0.0      |          | 0.1      | 0.1      | 0.1      | -0.1     | 0.1      | 0.3      | 0.1      | 0.1      | 0.2      | 0.1      | 0.1      | 0.3      | 0.1      | 0.1      | 0.1      | 0.1      | 0.3      | 0.8      |
|              | BAL (°)   | 0.2      | 0.4      |          | 0.4      | 0.2      | 1.1      | 0.4      | 0.0      | 0.3      | 0.5      | 0.2      | 1.1      | 0.5      | 0.1      | 0.4      | 0.4      | 0.1      | 1.0      | 0.3      | 0.1      | 0.3      |
| MV-kV        | VERT (mm) | 0.3      | 0.1      |          | 0.9      | 0.1      | 0.2      | 2.0      | 0.1      | 0.3      | 0.4      | 0.2      | 0.5      | 0.3      | 0.1      | 0.5      | 0.6      | 0.1      | 0.3      | 0.3      | 0.2      | 0.5      |
|              | LONG (mm) | -0.4     | 0.1      |          | -0.3     | 0.0      | 0.1      | -0.3     | 0.0      | 0.0      | -0.4     | 0.0      | 0.1      | -0.3     | 0.1      | 0.2      | -1.4     | 0.0      | 0.1      | -2.3     | 0.1      | 0.2      |
|              | LAT (mm)  | 0.2      | 0.1      |          | 0.4      | 0.2      | 0.5      | 0.2      | 0.1      | 0.4      | -0.6     | 0.1      | 0.3      | -1.8     | 0.1      | 0.2      | 0.0      | 0.1      | 0.4      | 0.2      | 0.1      | 0.4      |
|              | ROT (°)   | 0.4      | 0.0      |          | 0.3      | 0.1      | 0.1      | 0.2      | 0.1      | 0.3      | 0.3      | 0.0      | 0.0      | 0.4      | 0.1      | 0.3      | 0.1      | 0.1      | 0.1      | 0.2      | 0.2      | 0.4      |
|              | CAB (°)   | 0.1      | 0.1      |          | 0.0      | 0.1      | 0.3      | 0.0      | 0.0      | 0.1      | 0.0      | 0.0      | 0.2      | 0.2      | 0.2      | 0.3      | 0.0      | 0.1      | 0.6      | 0.0      | 0.1      | 0.3      |
|              | BAL (°)   | 0.3      | 0.0      |          | 0.3      | 0.0      | 0.0      | 0.4      | 0.1      | 0.1      | 0.3      | 0.1      | 0.1      | 0.3      | 0.1      | 0.2      | 0.3      | 0.1      | 0.1      | 0.4      | 0.1      | 0.2      |

| ROTACIONES |           | ROT (°) | CAB (°) | BAL (°) | ROT (°) | CAB (°) | BAL (°) | ROT (°) | CAB (°) | BAL (°) | ROT (°) | CAB (°) | BAL (°) | ROT (°) | CAB (°) | BAL (°) | ROT (°) | CAB (°) | BAL (°) | ROT (°) | CAB (°) | BAL (°) |
|------------|-----------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
|            |           | 0       | 0       | 0       | 1       | 0       | 0       | 2       | 0       | 0       | 0       | 1       | 0       | 0       | 2       | 0       | 0       | 0       | 1       | 0       | 0       | 2       |
|            |           | Pos.    | σ       | Res.    | Pos.    | σ       | Res.    | Pos.    | σ       | Res.    | Pos.    | σ       | Res.    | Pos.    | σ       | Res.    | Pos.    | σ       | Res.    | Pos.    | σ       | Res.    |
| CBCT       | VERT (mm) | 0.1     | 0.0     |         | 0.2     | 0.0     | 0.0     | 0.2     | 0.0     | 0.0     | 0.2     | 0.0     | 0.0     | 0.3     | 0.0     | 0.0     | 0.2     | 0.1     | 0.1     | 0.2     | 0.1     | 0.2     |
|            | LONG (mm) | 0.0     | 0.0     |         | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | -0.2    | 0.1     | 0.1     | -0.4    | 0.1     | 0.2     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.1     | 0.1     |
|            | LAT (mm)  | 0.0     | 0.0     |         | 0.0     | 0.1     | 0.1     | -0.1    | 0.1     | 0.2     | 0.0     | 0.1     | 0.1     | -0.1    | 0.0     | 0.1     | -0.1    | 0.1     | 0.1     | -0.3    | 0.1     | 0.2     |
|            | ROT (°)   | 0.0     | 0.0     |         | -1.0    | 0.0     | 0.0     | -2.0    | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.1     | 0.1     | 0.0     | 0.0     | 0.1     |
|            | CAB (°)   | 0.0     | 0.0     |         | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | -1.0    | 0.0     | 0.0     | -2.0    | 0.0     | 0.0     | 0.1     | 0.0     | 0.0     | 0.1     | 0.0     | 0.0     |
|            | BAL (°)   | 0.0     | 0.0     |         | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | 0.0     | -1.0    | 0.1     | 0.1     | -2.0    | 0.0     | 0.1     |
| kV-kV      | VERT (mm) | 0.3     | 0.1     |         | 0.2     | 0.1     | 0.2     | 0.2     | 0.1     | 0.3     | 0.3     | 0.3     | 0.7     | 0.3     | 0.2     | 1.0     | 0.0     | 0.1     | 0.3     | 0.2     | 0.2     | 0.6     |
|            | LONG (mm) | -0.2    | 0.1     |         | -0.2    | 0.1     | 0.2     | -0.2    | 0.1     | 0.2     | -0.2    | 0.1     | 0.2     | -0.5    | 0.1     | 0.2     | -0.1    | 0.1     | 0.3     | -0.2    | 0.0     | 0.2     |
|            | LAT (mm)  | -0.1    | 0.1     |         | 0.3     | 0.1     | 0.2     | 0.3     | 0.1     | 0.3     | 0.0     | 0.2     | 0.4     | 0.1     | 0.2     | 0.6     | -0.1    | 0.2     | 0.4     | -0.3    | 0.1     | 0.5     |
|            | ROT (°)   | 0.0     | 0.1     |         | -0.8    | 0.0     | 0.2     | -1.8    | 0.2     | 0.3     | 0.0     | 0.1     | 0.5     | -0.1    | 0.1     | 0.4     | -0.1    | 0.1     | 0.3     | 0.1     | 0.2     | 0.5     |
|            | CAB (°)   | -0.1    | 0.2     |         | 0.1     | 0.1     | 0.5     | 0.3     | 0.1     | 0.4     | -0.9    | 0.3     | 0.9     | -2.0    | 0.1     | 0.7     | 0.2     | 0.2     | 0.8     | 0.3     | 0.3     | 0.9     |
|            | BAL (°)   | 0.3     | 0.2     |         | 0.3     | 0.1     | 0.5     | 0.6     | 0.3     | 0.8     | 0.6     | 0.1     | 0.4     | 0.7     | 0.1     | 0.3     | -0.1    | 0.5     | 1.2     | -2.1    | 0.3     | 1.6     |
| MV-kV      | VERT (mm) | 0.1     | 0.1     |         | 0.4     | 0.2     | 0.6     | 0.6     | 0.2     | 0.7     | 0.6     | 0.2     | 0.6     | 0.6     | 0.1     | 0.6     | 0.1     | 0.2     | 0.6     | 0.1     | 0.2     | 0.7     |
|            | LONG (mm) | -0.2    | 0.1     |         | -0.3    | 0.1     | 0.3     | -0.3    | 0.2     | 0.5     | -0.3    | 0.1     | 0.3     | -0.4    | 0.2     | 0.4     | -0.5    | 0.2     | 0.6     | -0.4    | 0.1     | 0.5     |
|            | LAT (mm)  | -0.1    | 0.2     |         | 0.3     | 0.2     | 0.8     | 0.1     | 0.1     | 0.5     | 0.4     | 0.1     | 0.5     | 0.3     | 0.2     | 0.5     | 0.3     | 0.1     | 0.5     | 0.6     | 0.1     | 0.5     |
|            | ROT (°)   | 0.0     | 0.1     |         | -0.8    | 0.2     | 0.4     | -1.8    | 0.1     | 0.4     | 0.0     | 0.1     | 0.2     | -0.1    | 0.1     | 0.2     | 0.0     | 0.1     | 0.2     | 0.2     | 0.1     | 0.3     |
|            | CAB (°)   | 0.0     | 0.1     |         | 0.0     | 0.2     | 0.5     | -0.2    | 0.3     | 1.0     | -1.4    | 0.1     | 0.4     | -2.8    | 0.3     | 0.8     | 0.3     | 0.4     | 0.9     | 0.3     | 0.4     | 1.4     |
|            | BAL (°)   | 0.4     | 0.0     |         | 0.2     | 0.1     | 0.2     | 0.5     | 0.2     | 0.5     | 0.5     | 0.5     | 0.1     | 0.2     | 1.0     | 0.6     | 1.3     | 0.2     | 0.3     | 0.6     | 0.7     | 0.2     |

TABLA 1: valores obtenidos para la posición (pos), desviación estándar (sigma) e intervalo de confianza (res). En rojo los resultados superiores a 1 mm o 1 grado.

Para el CBCT, la varianza es pequeña y los valores que devuelve son muy parecidos a los desplazamientos nominales. Para las modalidades de imagen planar, los resultados presentan más varianza y diferencia con los valores nominales, sin que haya diferencias significativas entre kV-kV y kV-MV.

En las correcciones angulares para las modalidades planares, las mayores desviaciones se obtienen para el cabeceo y, especialmente, para el balanceo.





## DISCUSIÓN

El sistema es capaz de detectar traslaciones de 1 mm y rotaciones isocéntricas de mesa de 1° para las tres modalidades de imagen, con un nivel de confianza del 95%.

En el cabeceo, y especialmente en el balanceo, para obtener un nivel de confianza similar se requeriría aumentar el umbral hasta 1,5°. Esto puede ser debido a las limitaciones del algoritmo del sistema de imagen para calcular el balanceo a partir de proyecciones AP y LAT1.

Las modalidades planares tienden a introducir errores en la estimación del balanceo, interpretando balanceos como desplazamientos laterales.

## CONCLUSIONES

Es factible realizar verificaciones intrafracción con modalidades planares en tratamientos de SBRT de columna, teniendo en consideración sus limitaciones.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REGISTRATION, SMARTADAPT AND CONTOURING REFERENCE GUIDE. APPENDIX B (ALGORITHMS) (MYVARIAN.COM)

# SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA DE LA PRÓSTATA EN IMÁGENES DE TC MEDIANTE APRENDIZAJE PROFUNDO

Gutiérrez Ramos, S. M. (1)

(1) Hospital Universitario Juan Ramón Jiménez

**PALABRAS CLAVE:** CÁNCER DE PRÓSTATA, SEGMENTACIÓN SEMÁNTICA, RESNET50, TRANSFERENCIA DE APRENDIZAJE, APRENDIZAJE PROFUNDO, INTELIGENCIA ARTIFICIAL

## INTRODUCCIÓN

La radioterapia es uno de los tratamientos más utilizados y efectivos para el cáncer de próstata. Para la planificación de este tratamiento es importante la delineación precisa de la próstata sobre las imágenes de TC de planificación. En la práctica clínica, esta delineación se realiza de forma manual por médicos radioncólogo, lo cual requiere mucho tiempo, dependiendo en gran medida de la habilidad y experiencia de estos. Además, se ha encontrado una gran variabilidad intraobservador e intraobservador.

En este trabajo se ha desarrollado un modelo de aprendizaje profundo, basado en una red neuronal convolucional profunda preentrenada, ResNet50, para la segmentación automática de la próstata en imágenes de TC, empleando la técnica de transferencia de aprendizaje.

## MATERIAL Y MÉTODO

Para el desarrollo del modelo se ha utilizado una base de datos compuesto por las imágenes de CT de 110 pacientes que fueron empleadas para la planificación de tratamientos de radioterapia de cáncer de próstata. Como Ground Truth, se utilizaron los contornos de la próstata previamente delimitados por los radioncólogos. De los 110 pacientes, 100 se utilizaron para entrenamiento y validación y 10 como test.

Para el diseño y entrenamiento de la red de segmentación se utilizó el software MATLAB y las funciones integradas de las cajas de herramientas de Deep Learning.

El método de segmentación propuesto utiliza la arquitectura DeepLabv3+, una red neuronal convolucional que tiene una arquitectura del tipo codificador-decodificador con la opción de poder elegir una red ya preentrenada como codificador. Aquí se propone la red convolucional residual ResNet-50 como codificador.

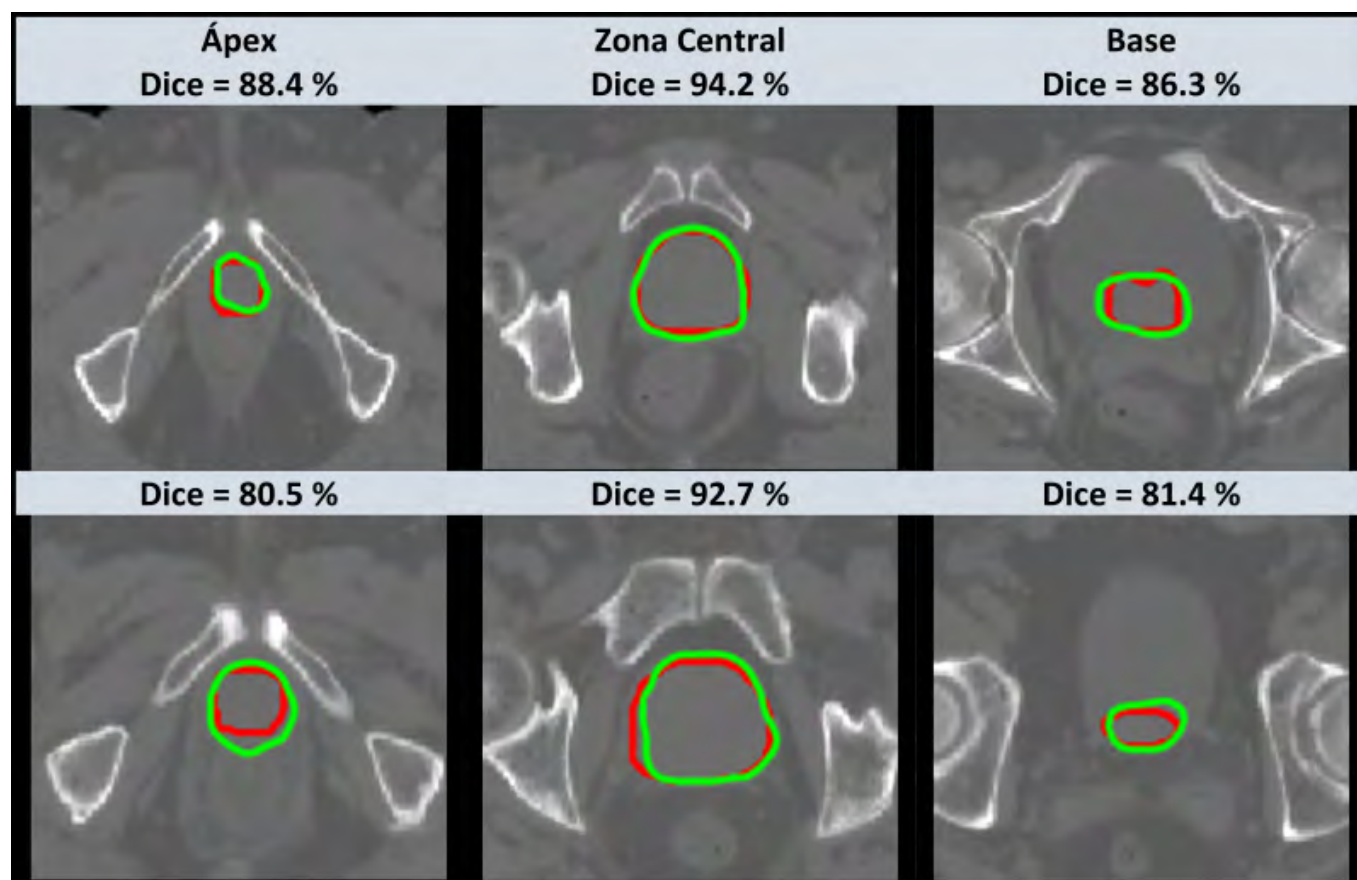
Para el entrenamiento y validación de la red neuronal se llevó a cabo una partición de los datos. Se realizó una validación cruzada de 10 iteraciones para comprobar la robustez del modelo. Se usaron las imágenes de 90 pacientes como entrenamiento y las de 10 como validación. El entrenamiento se llevó a cabo variando los hiperparámetros en base los resultados del conjunto de validación. Para la evaluación del modelo se utilizó el coeficiente de similitud Dice.

## RESULTADOS

La tabla muestra los resultados cuantitativos del modelo en cada iteración de la validación cruzada. La próstata fue dividida en tres subregiones: ápex, zona central y base. Se obtuvo el coeficiente de similitud Dice promedio del total de la próstata y de las tres subregiones en cada conjunto de validación. Se muestra también los resultados obtenidos sobre el conjunto de test utilizando el modelo obtenido en la iteración 6 ya presenta unos resultados ligeramente superiores.

| Iteración | Coeficiente Dice (%) |             |              |             |
|-----------|----------------------|-------------|--------------|-------------|
|           | Próstata             | Ápex        | Zona Central | Base        |
| 1         | 80,7 ± 11,6          | 71,7 ± 8,6  | 86,1 ± 5,0   | 71,1 ± 12,1 |
| 2         | 81,7 ± 11,7          | 76,1 ± 9,1  | 87,4 ± 3,4   | 70,2 ± 14,1 |
| 3         | 81,5 ± 10,6          | 77,2 ± 8,6  | 85,1 ± 7,8   | 72,8 ± 13,0 |
| 4         | 80,2 ± 10,4          | 74,8 ± 5,7  | 84,2 ± 7,0   | 72,8 ± 14,8 |
| 5         | 80,2 ± 10,7          | 71,7 ± 9,6  | 84,9 ± 7,8   | 75,6 ± 11,2 |
| 6         | 81,8 ± 11,1          | 76,1 ± 9,2  | 87,4 ± 5,7   | 71,7 ± 12,8 |
| 7         | 80,2 ± 11,9          | 71,2 ± 9,3  | 86,4 ± 6,3   | 72,4 ± 14,9 |
| 8         | 80,2 ± 12,0          | 70,3 ± 10,2 | 87,4 ± 6,4   | 70,1 ± 14,2 |
| 9         | 79,4 ± 13,0          | 69,3 ± 11,0 | 87,5 ± 4,8   | 72,4 ± 12,2 |
| 10        | 80,5 ± 11,1          | 72,2 ± 9,0  | 86,1 ± 7,4   | 72,9 ± 11,7 |
| Test (6)  | 82,9 ± 10,4          | 76,2 ± 8,0  | 87,6 ± 5,5   | 73,1 ± 13,6 |

La figura muestra los resultados cualitativos correspondientes a dos pacientes del conjunto de test.



## DISCUSIÓN

En todas las iteraciones los valores obtenidos fueron similares por lo que el modelo propuesto generaliza bastante bien. La zona central presenta un mayor coeficiente Dice que el ápex y la base debido a que estas zonas son más difíciles de segmentar. Estos resultados podrían mejorarse utilizando una red mas profunda.



## CONCLUSIÓN

Mediante el uso de estos modelos de aprendizaje profundo es posible segmentar de forma rápida y precisa la próstata eliminando la variabilidad inter e intraobservador.

# ESTIMACIÓN DE LA RESPUESTA CUTÁNEA AL FINALIZAR LA RADIOTERAPIA UTILIZANDO IMÁGENES DE PERFUSIÓN CON LÁSER DOPPLER Y MODELOS SVM DE CLASIFICACIÓN

Galindo González, C. M. (1); González Sanchis, A. (2); Vijande Asenjo, J. (3); Soria Olivas, E. (4); Salvador, R. (5); Cibrian Ortiz de Anda, R. M. (6)

(1) Universitat de València, (2) Hospital General Universitari de València, (3) Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear-IRIMED-IFIC, (4) IDAL (Intelligent Data Analysis Laboratori), (5) Departamento de Fisiología, (6) Departamento de Fisiología-Unidad de Física médica

**PALABRAS CLAVE:** MODELOS PREDICTIVOS, RESPUESTA CUTÁNEA A LA RADIOTERAPIA, DERMATITIS POR RADIACIÓN, ÁRBOLES DE CLASIFICACIÓN

## INTRODUCCIÓN

La dermatitis por radiación (DR) es uno de los efectos adversos más comunes de la radioterapia (RT), especialmente en las zonas donde hay pliegues cutáneos. Su diagnóstico se basa en el hallazgo de cambios en la piel en las áreas irradiadas y, para ello, se utilizan sistemas de puntuación subjetivos, entre los cuales se encuentra el RTOG (Radiation Therapy Oncology Group).

Esta comunicación propone la utilización de un método objetivo que permite cuantificar la DR, evaluando el flujo sanguíneo a través de imágenes de perfusión con láser doppler y la evaluación de algoritmos de clasificación SVM (Máquinas de Vectores Soporte) que permitirán identificar antes de finalizar la RT los casos con efecto cutáneo más adverso.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un registro de imágenes con láser doppler, con el equipo MoorLDI2-IR, a 340 pacientes, antes de iniciar la radioterapia, a la primera semana y al finalizar la RT, en el Servicio de Radiología y Radiofísica del Hospital General Universitari de Valencia. Para cuantificar la respuesta de la piel, se calculó un índice de microcirculación (IM) con las mediciones del flujo sanguíneo realizadas en ambas mamas durante los 3 registros, que permite que los cambios debidos a la temperatura corporal y a los niveles de actividad de la paciente se corrijan, pues utiliza la mama no tratada como control. Por otro lado, mediante algoritmos los SVM, se estableció un umbral basado en el IM obtenido al finalizar la RT para seleccionar los casos cuyo efecto cutáneo sea mayor. Para entrenar estos modelos se disponía, además de los IM, de características de cada paciente, como el volumen de la mama, tamaño del tumor, tipo de tratamiento, radioterapia de intensidad modulada (IMRT) o boost integrado simultáneo (SIB), entre otras variables.

Los datos estadísticos fueron analizados con SPSS y los modelos predictivos con la biblioteca Scikit-learn de Python.

## RESULTADOS

Mediante un análisis de la varianza de medidas repetidas (ANOVA) para los registros Basal, Semanal y Final, se encontró diferencia significativa en el índice IM para cada grupo RTOG, desde el inicio a la finalización de la primera semana de radioterapia ( $p < 0.001$  para los grados 0, 1 y 2 de RTOG) y un aumento significativo entre el final de la primera semana hasta terminar la radioterapia ( $p < 0.032$  para el RTOG 0 y  $p < 0.001$  para los grados 1 y 2 de RTOG) (FIGURA 1).

Para predecir qué pacientes tendrían una mayor respuesta al finalizar la radioterapia, se entrenó un modelo SVM lineal con el 70% de los datos y con el 30% se analizó su calidad predictiva. Se obtuvo un área bajo la curva ROC de 0.74 (FIGURA 2) y el modelo tuvo una precisión del 67%.

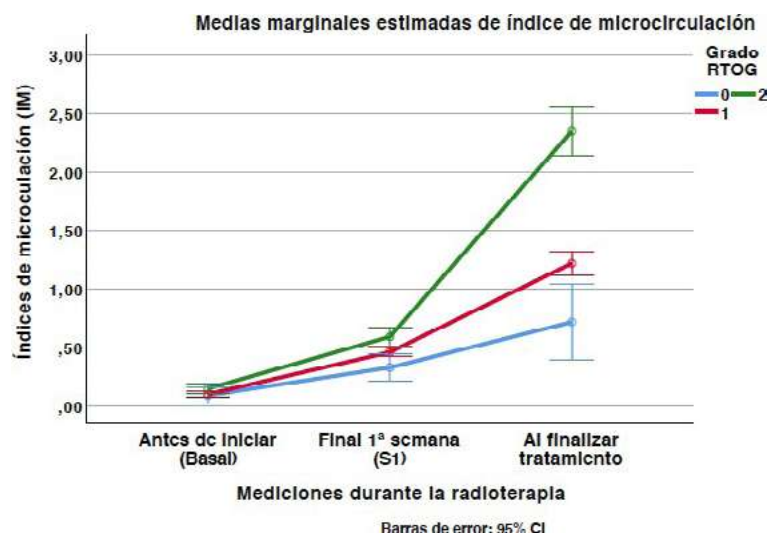


FIGURA 1.

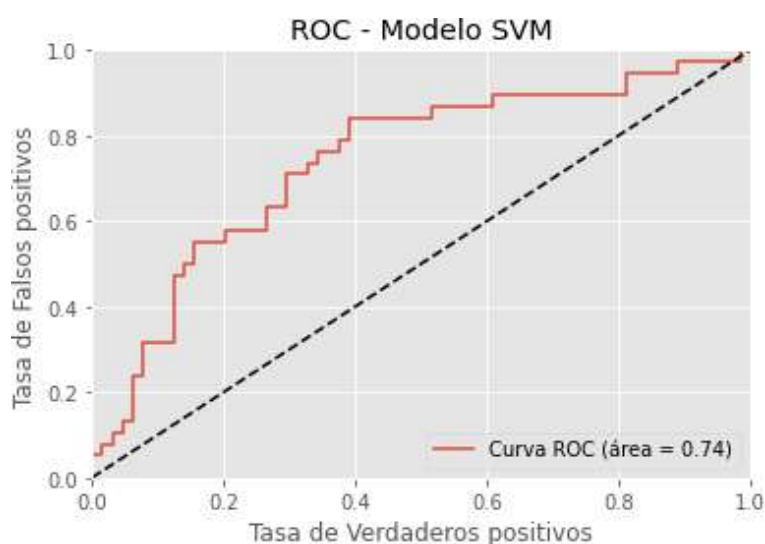


FIGURA 2.

## CONCLUSIONES

El método de perfusión con láser doppler presentado, utilizando un IM y la mama no tratada como control, permite cuantificar los cambios en la microcirculación durante el tratamiento de radioterapia. Asimismo, el modelo SVM utilizado permite predecir el IM\_Final a partir de los IM Basal y Semanal del tratamiento radioterápico.

## REFERENCIAS

- KONDZIOŁKA J, WILCZYŃSKI S, MICHAŁECKI Ł. POTENTIAL USE OF NOVEL IMAGE AND SIGNAL PROCESSING METHODS TO DEVELOP A QUANTITATIVE ASSESSMENT OF THE SEVERITY OF ACUTE RADIATION DERMATITIS IN BREAST CANCER RADIOTHERAPY. CLIN COSMET INVESTIG DERMATOL. 2022 APR 22;15:725-733. doi: 10.2147/CCID.S354320. PMID: 35497689; PMCID: PMC9041143.
- TO C, REES-LEE JE, GUSH RJ, GOODING KM, CAWRSE NH, SHORE AC, WILSON ADH. INTRAOPERATIVE TISSUE PERFUSION MEASUREMENT BY LASER SPECKLE IMAGING: A POTENTIAL AID FOR REDUCING POSTOPERATIVE COMPLICATIONS IN FREE FLAP BREAST RECONSTRUCTION. PLAST RECONSTR SURG. 2019 FEB;143(2):287E-292E. doi: 10.1097/PRS.00000000000005223. PMID: 30688880.
- HSIU H, CHEN CT, HUNG SH, CHEN GZ, HUANG YL. DIFFERENCES IN TIME-DOMAIN AND SPECTRAL INDEXES OF SKIN-SURFACE LASER-DOPPLER SIGNALS BETWEEN CONTROLS AND BREAST-CANCER SUBJECTS. CLIN HEMORHEOL MICROCIRC. 2018;69(3):371-381. doi: 10.3233/CH-170295. PMID: 29660905.
- BEAMER LC. NOVEL MEASUREMENTS FOR RADIODERMATITIS RESEARCH AND CLINICAL CARE: A PILOT AND FEASIBILITY STUDY. EUR J ONCOL NURS. 2019 APR;39:62-69. doi: 10.1016/j.ejon.2019.01.003. Epub 2019 JAN 16. PMID: 30850140.



- <sup>5</sup> SIDEY-GIBBONS JAM, SIDEY-GIBBONS CJ. MACHINE LEARNING IN MEDICINE: A PRACTICAL INTRODUCTION. BMC MED RES METHODOL. 2019 MAR 19;19(1):64. doi:10.1186/s12874-019-0681-4. PMID: 30890124; PMCID: PMC6425557.
- <sup>6</sup> LE EPV, WANG Y, HUANG Y, HICKMAN S, GILBERT FJ. ARTIFICIAL INTELLIGENCE IN BREAST IMAGING. CLIN RADIOL. 2019 MAY;74(5):357-366. doi: 10.1016/j.crad.2019.02.006. Epub 2019 MAR 18. PMID: 30898381.
- <sup>7</sup> KEENAN LG, LAVAN N, DUNNE M, MCARDLE O. MODIFIABLE RISK FACTORS FOR ACUTE SKIN TOXICITY IN ADJUVANT BREAST RADIOTHERAPY: DOSIMETRIC ANALYSIS AND REVIEW OF THE LITERATURE. MED DOSIM. 2019 SPRING;44(1):51-55. doi: 10.1016/j.meddos.2018.01.004. Epub 2018 MAR 23. PMID: 29576443.
- <sup>8</sup> FERRONI P, ZANZOTTO FM, RIONDINO S, SCARPATO N, GUADAGNI F, ROSELLI M. BREAST CANCER PROGNOSIS USING A MACHINE LEARNING APPROACH. CANCERS (BASEL). 2019 MAR 7;11(3):328. doi: 10.3390/CANCERS11030328. PMID: 30866535; PMCID: PMC6468737.
- <sup>9</sup> BATAILLE B, RAOUDHA B, LE TINIER F, BASSON L, ESCANDE A, LANGIN H, TRESCH E, CROP F, DARLOY F, CARLIER D, LARTIGAU E, PASQUIER D. PROSPECTIVE STUDY OF INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY FOR LOCALLY ADVANCED BREAST CANCER. CANCERS (BASEL). 2020 DEC 20;12(12):3852. doi: 10.3390/CANCERS12123852. PMID: 33419316; PMCID: PMC7766204.
- <sup>10</sup> BORM KJ, LOOS M, OECHSNER M, MAYINGER MC, PAEPKE D, KIECHLE MB, COMBS SE, DUMA MN. ACUTE RADIODERMATITIS IN MODERN ADJUVANT 3D CONFORMAL RADIOTHERAPY FOR BREAST CANCER—THE IMPACT OF DOSE DISTRIBUTION AND PATIENT RELATED FACTORS. RADIAT ONCOL. 2018 NOV 7;13(1):218. doi: 10.1186/s13014-018-1160-5. PMID: 30404664; PMCID: PMC6223003.
- <sup>11</sup> LIN JC, TSAI JT, CHOU YC, LI MH, LIU WH. COMPARED WITH INTENSITY-MODULATED RADIOTHERAPY, IMAGE-GUIDED RADIOTHERAPY REDUCES SEVERITY OF ACUTE RADIATION-INDUCED SKIN TOXICITY DURING RADIOTHERAPY IN PATIENTS WITH BREAST CANCER. CANCER MED. 2018 AUG;7(8):3622-3629. doi: 10.1002/cam4.1630. Epub 2018 JUL 3. PMID: 29968974; PMCID: PMC6089195.
- <sup>12</sup> GONZÁLEZ SANCHIS A, BRUALLA GONZÁLEZ L, SÁNCHEZ CARAZO JL, GORDO PARTEARROYO JC, ESTEVE MARTÍNEZ A, VÍCEDO GONZÁLEZ A, LÓPEZ TORRECILLA JL. EVALUATION OF ACUTE SKIN TOXICITY IN BREAST RADIOTHERAPY WITH A NEW QUANTITATIVE APPROACH. RADIOTHER ONCOL. 2017 JAN;122(1):54-59. doi: 10.1016/j.radonc.2016.09.019. Epub 2016 NOV 5. PMID: 27825796.
- <sup>13</sup> MAILLOT O, LEDUC N, ATALLAH V, ESCARMANT P, PETIT A, BELHOMME S, SARGOS P, VINH-HUNG V. EVALUATION OF ACUTE SKIN TOXICITY OF BREAST RADIOTHERAPY USING THERMOGRAPHY: RESULTS OF A PROSPECTIVE SINGLE-CENTRE TRIAL. CANCER RADIOTHER. 2018 MAY;22(3):205-210. doi: 10.1016/j.canrad.2017.10.007. Epub 2018 APR 17. PMID: 29678596.
- <sup>14</sup> VALDES G, SIMONE CB 2ND, CHEN J, LIN A, YOM SS, PATTISON AJ, CARPENTER CM, SOLBERG TD. CLINICAL DECISION SUPPORT OF RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING: A DATA-DRIVEN MACHINE LEARNING STRATEGY FOR PATIENT-SPECIFIC DOSIMETRIC DECISION MAKING. RADIOTHER ONCOL. 2017 DEC;125(3):392-397. doi: 10.1016/j.radonc.2017.10.014. Epub 2017 NOV 20. PMID: 29162279.
- <sup>15</sup> PAREKH A, DHOLAKIA AD, ZABRANKSY DJ, ASRARI F, CAMP M, HABIBI M, ZELLARS R, WRIGHT JL. PREDICTORS OF RADIATION-INDUCED ACUTE SKIN TOXICITY IN BREAST CANCER AT A SINGLE INSTITUTION: ROLE OF FRACTIONATION AND TREATMENT VOLUME. ADV RADIAT ONCOL. 2017 NOV 6;3(1):8-15. doi: 10.1016/j.adro.2017.10.007. PMID: 29556573; PMCID: PMC5856985.
- <sup>16</sup> TESSELAAR E, FLEJMER AM, FARNEBO S, DASU A. CHANGES IN SKIN MICROCIRCULATION DURING RADIATION THERAPY FOR BREAST CANCER. ACTA ONCOL. 2017 AUG;56(8):1072-1080. doi: 10.1080/0284186X.2017.1299220. Epub 2017 MAR 10. PMID: 28281359.
- <sup>17</sup> KOLE AJ, KOLE L, MORAN MS. ACUTE RADIATION DERMATITIS IN BREAST CANCER PATIENTS: CHALLENGES AND SOLUTIONS. BREAST CANCER (DOVE MED PRESS). 2017 MAY 5;9:313-323. doi: 10.2147/BCTT.S109763. PMID: 28503074; PMCID: PMC5426474.
- <sup>18</sup> PAELINCK L, GULYBAN A, LAKOSI F, VERCAUTEREN T, DE GERSEM W, SPELEERS B, MONTEN C, MULLIEZ T, BERKOVIC P, VAN GREVELING A, DECOSTER F, COUCKE P, DE NEVE W, VELDEMAN L. DOES AN INTEGRATED BOOST INCREASE ACUTE TOXICITY IN PRONE HYPOFRACTIONATED BREAST IRRADIATION? A RANDOMIZED CONTROLLED TRIAL. RADIOTHER ONCOL. 2017 JAN;122(1):30-36. doi: 10.1016/j.radonc.2016.12.023. Epub 2017 JAN 3. PMID: 28062087.
- <sup>19</sup> KIM JH, KOLOZSVARY AJ, JENROW KA, BROWN SL. MECHANISMS OF RADIATION-INDUCED SKIN INJURY AND IMPLICATIONS FOR FUTURE CLINICAL TRIALS. INT J RADIAT BIOL. 2013 MAY;89(5):311-8. doi: 10.3109/09553002.2013.765055. Epub 2013 FEB 5. PMID: 23305180.
- <sup>20</sup> YAMAZAKI H, TAKENAKA T, AIBE N, SUZUKI G, YOSHIDA K, NAKAMURA S, MASUI K, KIMOTO T, SASAKI N, NISHIMURA T, NAKASHIMA A, GOTO M, YAMADA K. COMPARISON OF RADIATION DERMATITIS BETWEEN HYPOFRACTIONATED AND CONVENTIONALLY FRACTIONATED POSTOPERATIVE RADIOTHERAPY: OBJECTIVE, LONGITUDINAL ASSESSMENT OF SKIN COLOR. SCI REP. 2018 AUG 17;8(1):12306. doi: 10.1038/s41598-018-30710-4. PMID: 30120333; PMCID: PMC6098151.



## EVALUACIÓN DE LA DISTORSIÓN GEOMÉTRICA EN IMÁGENES DE RESONANCIA MAGNÉTICA

Montes Uruén, A. (1); Rodríguez Romero, R. (1); Liñan Rodríguez, P. M. (1); Escalada Pastor, M. C. (1); Sanchez Rubio, P. (1); Alejo Duque, L. (1); Martínez Ortega, J. (2)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro

### INTRODUCCIÓN

El uso de imágenes de Resonancia Magnética (RM) para la delimitación de volúmenes en tratamientos de radioterapia estereotáctica, puede verse comprometido por la distorsión geométrica presente en sus imágenes. Esta distorsión suele cuantificarse comparando la distancia observada entre objetos conocidos, frente a la real. Dicho método sólo evalúa la distorsión entre los extremos del segmento medido. En este trabajo se plantea otro método de analizar la distorsión espacial de imágenes RM, determinando las desviaciones encontradas para cada uno de los puntos entre las esquinas de la cuadrícula.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Siguiendo el protocolo de ACR para control de calidad en RM, se adquirieron imágenes de dicho maniquí en un equipo RM Siemens MAGNETOM Vida de 3T, potenciadas en T1 (TR y TE de 500ms y 20ms, respectivamente) con FOV 25cm, matriz 256 x 256 píxel, tamaños de vóxel 0.97x0.97mm y espesor de corte de 5mm. Posteriormente, se evaluó la imagen correspondiente al módulo de distorsión del maniquí.

Usando la librería OpenCV, se determinó de forma automática las coordenadas de cada uno de los puntos de intersección de la cuadrícula, buscando el correspondiente patrón de 4 esquinas asociado a cada uno. El script también permite detectar y corregir desviaciones del alineamiento del maniquí aplicando pequeñas rotaciones que minimicen la distorsión observada.

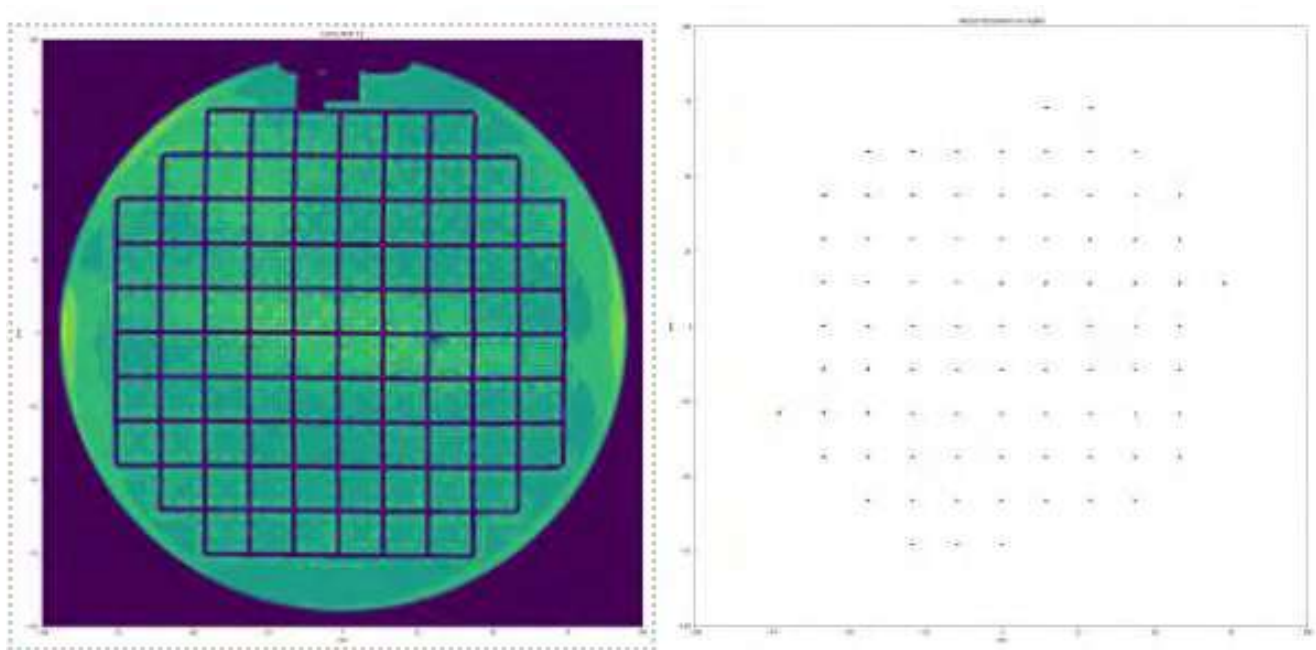


Figura1: 1a imagen T1 del corte central del módulo de distorsión del maniquí de la ACR. 1b puntos evaluados para la distorsión espacial.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

No fue necesario aplicar correcciones de alineamiento a la imagen evaluada.

La figura 1b muestra la matriz de puntos en su posición real (en color rojo, con un radio de 0.5 mm) y la línea azul que indica el vector de distorsión, cuyo origen es el punto real y el final donde se detecta el punto en la imagen de resonancia. La figura 2 representa el vector de distorsión tomando como centro el origen de coordenadas; las diferencias entre la posición detectada y real son menores de 1mm, siendo la media 0.49mm del módulo de los vectores distorsión y 0.28mm su desviación estándar. El porcentaje de puntos cuyo módulo del vector distorsión es mayor que 0.5mm es del 45%, resultados similares a los obtenidos



por Zavolovich et al. Cabe esperar mejores resultados en adquisiciones de cráneo con protocolos específicos que incluyen correcciones debidas a la distorsión.

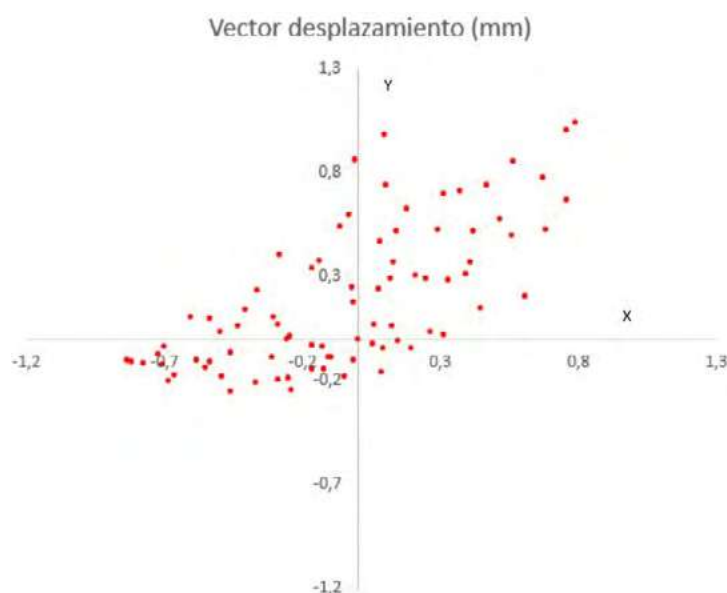


Figura2: Vectores distorsión

## CONCLUSIONES

La metodología expuesta permite evaluar fácilmente la distorsión observada en una matriz de puntos, proporcionando más información que el procedimiento habitual de comparación de longitudes. Los resultados obtenidos son comparables a los recogidos en publicaciones.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> BOGDAN D. ZAVOLOVICH, IRINA I. BANNIKOVA, ALEKSANDRA V. DALECHINA, VALERY V. KOSTJUCHENKO, PAVEL N. RYABOV, A PYTHON SOFTWARE TO EVALUATE GEOMETRIC DISCREPANCIES BETWEEN STEREOTACTIC CT AND MR IMAGES IN RADIOSURGERY, *PROCEDIA COMPUTER SCIENCE*, VOLUME 190, 2021, PAGES 845-851, ISSN 1877-0509, [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.PROCS.2021.06.099](https://doi.org/10.1016/j.procs.2021.06.099).

# SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA DE VOLÚMENES DE INTERÉS MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL

Suero Rodrigo, M. Á. (1); Delgado Muñoz, E. (2); Gutiérrez Gallardo, J. D. (2); Perianez Pascual, J. (2); Rodríguez Echeverría, R. (2); Marcos Jiménez, F. J. (3)

(1) Hospital Universitario de Cáceres, Servicio de Física Médica y Protección Radiológica., (2) Instituto Universitario de Investigación en Tecnologías Informáticas Aplicadas (INTIA), (3) Hospital Universitario de Cáceres, Servicio de Oncología Radioterápica.

PALABRAS CLAVE: INTELIGENCIA ARTIFICIAL, DEEP LEARNING, RADIOTERAPIA, SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA, DATASET.

## INTRODUCCIÓN

El proceso de segmentación de los volúmenes de interés sobre las imágenes médicas del paciente en radioterapia es un proceso laborioso que se lleva a cabo de manera manual en la mayoría de las instalaciones. Esto se debe fundamentalmente a la imprecisión de algoritmos usados tradicionalmente en este tipo de tareas, lo que implica numerosas correcciones [1].

Sin embargo, la autosegmentación basada en inteligencia artificial (IA) y, especialmente, los algoritmos basados en aprendizaje profundo (en inglés, *deep learning*), han mejorado la automatización de este proceso. En este trabajo se ha hecho uso de una arquitectura U-Net para la segmentación automática de pulmones en imágenes de tomografía computarizada (TC).



## MATERIAL Y MÉTODOS

La colección de datos utilizada para el entrenamiento de la red consta de imágenes de TC en formato DICOM de 359 exámenes pediátricos de tórax-abdomen-pelvis o abdomen-pelvis adquiridos con tres escáneres de TC [2]. Cada conjunto de datos contiene contornos expertos de hasta veintinueve estructuras en formato DICOM RTSS.

La creación, entrenamiento y prueba de la arquitectura propuesta ha sido realizada mediante el uso del framework Keras. Para proceder al entrenamiento de la arquitectura se ha hecho uso de un total de 105 348 cortes axiales correspondientes a los estudios, reservando el 20 % para la validación durante el entrenamiento. Estas TC han sido proporcionadas a la arquitectura de manera aleatoria (nunca recibe exactamente las mismas TC al inicio de cada etapa) para así evitar el posible sobreajuste adherido a ello. Con el mismo objetivo, el conjunto de imágenes contiene imágenes cortadas y con ruido. La arquitectura ha sido entrenada con un total de 15 etapas (en inglés, *epochs*) empleando un tamaño de lote (en inglés, *batch size*) de 16 imágenes. Para garantizar la calidad de la segmentación realizada se ha incluido una métrica adicional denominada coeficiente de Dice, así como *callbacks* para supervisar el entrenamiento y asegurar la obtención del mejor modelo resultante.

## RESULTADOS

El modelo resultante se ha probado con 2 estudios (839 TC totales) reservados específicamente para ello y, por lo tanto, nunca visto por la arquitectura. Los resultados obtenidos proporcionan un coeficiente de Dice medio del 98 %.

## CONCLUSIONES

Se ha implementado una red con entrada de datos de archivos DICOM que permite la segmentación automática de pulmones, proporcionando resultados robustos. En el futuro, se ampliará el entrenamiento a otros órganos y se extenderá su utilidad para otras anatomías.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> YANG, JINZHONG., GREGORY C. SHARP, AND MARK J. GOODING. AUTO-SEGMENTATION FOR RADIATION ONCOLOGY : STATE OF THE ART. MILTON: TAYLOR & FRANCIS GROUP, 2021.
- <sup>2</sup> JORDAN, P., ADAMSON, P. M., BHATTBHATT, V., BERIWAL, S., SHEN, S., RADERMECKER, O., BOSE, S., STRAIN, L. S., OFFE, M., FRALEY, D., PRINCIPI, S., YE, D. H., WANG, A. S., VAN HETEREN, J., VO, N.-J., & SCHMIDT, T. G. (2021). PEDIATRIC CHEST/ABDOMEN/PELVIC CT EXAMS WITH EXPERT ORGAN CONTOURS (PEDIATRIC-CT-SEG) (VERSION 2) [DATA SET]. THE CANCER IMAGING ARCHIVE. [HTTPS://DOI.ORG/10.7937/TCIA.X0H0-1706](https://doi.org/10.7937/TCIA.X0H0-1706)
- <sup>3</sup> JORDAN, P., ADAMSON, P. M., BHATTBHATT, V., BERIWAL, S., SHEN, S., RADERMECKER, O., BOSE, S., STRAIN, L. S., OFFE, M., FRALEY, D., PRINCIPI, S., YE, D. H., WANG, A. S., HETEREN, J., VO, N., & SCHMIDT, T. G. (2022). PEDIATRIC CHEST-ABDOMEN-PELVIS AND ABDOMEN-PELVIS CT IMAGES WITH EXPERT ORGAN CONTOURS. IN MEDICAL PHYSICS (VOL. 49, ISSUE 5, PP. 3523–3528). WILEY. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/MP.15485](https://doi.org/10.1002/mp.15485)
- <sup>4</sup> CLARK, K., VENDT, B., SMITH, K., FREYMAN, J., KIRBY, J., KOPPEL, P., MOORE, S., PHILLIPS, S., MAFFITT, D., PRINGLE, M., TARBOX, L., & PRIOR, F. (2013). THE CANCER IMAGING ARCHIVE (TCIA): MAINTAINING AND OPERATING A PUBLIC INFORMATION REPOSITORY. IN JOURNAL OF DIGITAL IMAGING (VOL. 26, ISSUE 6, PP. 1045–1057). SPRINGER SCIENCE AND BUSINESS MEDIA LLC. [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/S10278-013-9622-7](https://doi.org/10.1007/s10278-013-9622-7)

# SOFTWARE PROPIO PARA SELECCIÓN Y ANONIMIZACIÓN DE DATOS DE PACIENTES TRATADOS EN RADIOTERAPIA

Suero Rodrigo, M. Á. (1); Delgado Muñoz, E. (2); Gutiérrez Gallardo, J. D. (2); Perianez Pascual, J. (2); Rodríguez Echeverría, R. (2) (1) Hospital Universitario de Cáceres, (2) Instituto Universitario de Investigación en Tecnologías Informáticas Aplicadas (INTIA)

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, MONACO, LEY DE PROTECCIÓN DE DATOS, ANONIMIZACIÓN

## INTRODUCCIÓN

La finalidad del proceso de anonimización es eliminar o reducir al mínimo los riesgos de reidentificación de los datos anonimizados manteniendo la veracidad de los resultados del tratamiento de los mismos [2].

Se presenta un software de desarrollo propio que pretende extraer datos necesarios de pacientes tratados con radioterapia, seleccionados según los órganos de riesgo contorneados, almacenados según la estructura de carpetas de almacenamiento de datos de pacientes del sistema de planificación Monaco® de Elekta, y cumpliendo con los principios de anonimización.

## MATERIAL Y MÉTODO

El software está escrito en lenguaje Java, lo que evita recompilaciones e instalaciones dependientes del sistema operativo.



Para el desarrollo del software se ha generado una base de datos de pacientes virtual, al modo que lo hace Monaco®, a partir de dispositivos pertenecientes al Servicio de Física Médica, tales como el maniquí antropomórfico de tórax aE2E(C) SBRT, o los dispositivos de medida ArcCheck® y Stereophan™ de SunNuclear.

El software implementado hace un rastreo por las carpetas y detecta aquellos estudios con las regiones de interés (ROI) contorneadas que han sido seleccionadas. Por ejemplo, puede extraerse la información de los pacientes que han recibido tratamiento para cáncer de próstata seleccionando volúmenes típicos para este tipo de anatomía, como vejiga y recto.

Tras la selección de los estudios, extrae la siguiente información de los mismos:

- las coordenadas de los contornos sobre la imagen de cada corte axial de la tomografía computarizada (TC), almacenados en un archivo .JSON para cada uno de ellos. Este archivo no contiene ningún dato personal.
- Las imágenes TC axiales, en formato DICOM, anonimizadas. Para ello se elimina toda la información de los tags DICOM, conservando tan sólo los estrictamente aquellos necesarios para la lectura correcta de la imagen.
- Finalmente, con el objetivo de cumplir con el principio de veracidad en el proceso de anonimización, a partir de los archivos anteriores se genera una imagen .BMP con los contornos pintados, de tal forma que se puede obtener una verificación visual de la correcta extracción de los datos.

## RESULTADOS

El software ha funcionado bien en el 100% en las diferentes situaciones simuladas, extrayendo aquellos estudios según los volúmenes seleccionados. También, ha generado correctamente los archivos .JSON, tanto en el caso de contornos simples como aquellos que contenían varios polígonos en un mismo corte axial.

## CONCLUSIONES

El software constituye los primeros pasos para el diseño de un proceso de anonimización (FIGURA 1.). Una evaluación de riesgo permitirá refinar y actualizar las técnicas de anonimización. A su vez, el software sigue desarrollándose para poder capturar datos como las matrices de dosis, o la inclusión de métodos de pseudonimización.



FIGURA 1. Proceso de anonimización [3].

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> LEY ORGÁNICA 3/2018, DE 5 DE DICIEMBRE, DE PROTECCIÓN DE DATOS PERSONALES Y GARANTÍA DE LOS DERECHOS DIGITALES.
- <sup>2</sup> ORIENTACIONES Y GARANTÍAS EN LOS PROCEDIMIENTOS DE ANONIMIZACIÓN DE DATOS PERSONALES. AGENCIA ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN DE DATOS. 2016.
- <sup>3</sup> GUÍA BÁSICA DE ANONIMIZACIÓN. AGENCIA ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN DE DATOS. ELABORADA POR LA AUTORIDAD NACIONAL DE PROTECCIÓN DE DATOS DE SINGAPUR. OCTUBRE 2022.



## COMPARACIÓN DE ERRORES DE “SET-UP” ENTRE DOS UNIDADES DE TRATAMIENTO EN PACIENTES CON LOCALIZACIÓN TUMORAL DE PRÓSTATA

Donis Gil, S. (1); Villar Vázquez, C. (1); Miguel Pérez, D. (1); del Castillo Belmonte, Á. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Soto Angoña, R. (1); Ruiz Aznar, M. (1); Arias López, M. Á. (1); Agulla Otero, M. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Torres Cabrera, R. (1); Pena Vaquero, S. (1); Antón García, D. (1); Frutos Baraja, J. M. (1); Alonso Hernández, D. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

### INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

El principal objetivo de IGRT es impartir la dosis prescrita de la forma más exacta, asegurando el correcto posicionamiento del paciente y tumor respecto de los haces de tratamiento.

Para alcanzarlo, se establece un margen de configuración (SM) alrededor del Volumen Blanco Clínico (CTV) que tenga en cuenta las incertidumbres geométricas durante el tratamiento. El volumen resultante es el PTV, a partir del cual se definen los campos de tratamiento.

El margen SM se obtiene a partir de errores de “set-up”. Estos errores se calculan mediante desplazamientos en 3D del paciente y se clasifican en sistemáticos o aleatorios.

Este estudio evalúa los errores de “set-up” en la localización de próstata en dos unidades de tratamiento.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron 32 pacientes con tratamientos de Arcoterapia Volumétrica Modulada de próstata en dos grupos, cada uno con 16 pacientes tratados en unidades diferentes: TrueBeam y Clinac-DHX (Varian).

Las imágenes de TC enviadas al sistema de planificación Eclipse se consideran imágenes de referencia.

Para cada paciente se obtuvieron, diariamente durante el tratamiento, las imágenes 3D CBCT. Estas imágenes 3D se fusionan, comparan con las de referencia y se obtienen los valores de los desplazamientos.

Se calculó la desviación sistemática ( $\Sigma$ ) y aleatoria ( $\sigma$ ) a partir de los desplazamientos: antero-posterior (Vrt), medio-lateral (Lat) y supero-inferior (Long).

Pacientes con la misma localización y con el mismo tipo de inmovilización y posicionamiento, es decir, una población, se puede caracterizar con estos errores.

Se evalúan 2 métodos de trabajo. Verificación de la posición:

Método 1: Tratamiento en unidad TrueBeam. Método 2: Tratamiento en unidad DHX.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los valores de los errores sistemáticos y aleatorios para los pacientes para cada dirección y para cada unidad de tratamiento se presentan en siguientes tablas:

Tanto la dispersión sistemática, como la dispersión aleatoria para las dos poblaciones en estudio es ligeramente mayor en la dirección vertical (Vrt).

Existen diferencias en las dispersiones sistemáticas y aleatorias en las otras direcciones:

Para el TrueBeam, las dispersiones son ligeramente mayores en la dirección longitudinal respecto a las otras dos direcciones (Vrt y Lat).

Para el DHX, las dispersiones son ligeramente mayores en la dirección lateral respecto a las otras dos direcciones (Vrt y Lng).

Estas discrepancias se pueden deber a los movimientos angulares adicionales que tiene la camilla 6D de la unidad TrueBeam (cabeceo, balanceo y rotación).

### CONCLUSIONES

Los valores de  $\mu$ ,  $\Sigma$  y  $\sigma$  para las tres direcciones Vrt, Lng y Lat presentan ligeras variaciones entre los dos métodos.

Se propone aumentar cada población en estudio a 30 pacientes para poder valorar y comparar ambos métodos de trabajo.





## REFERENCIAS

<sup>1</sup> "ERRORS AND MARGINS IN RADIOTHERAPY". SEMIN RADIAT ONCOL, 2004; 14: 52-64. VAN HERK M.P., REMEIJER P.

# CÁLCULO DE MARGEN DE CONFIGURACIÓN EN PACIENTES CON LOCALIZACIÓN TUMORAL DE SISTEMA NERVIOSO CENTRAL (GLIOMA)

Donis Gil, S. (1); Villar Vázquez, C. (1); Miguel Pérez, D. (1); del Castillo Belmonte, Á. (1); Ruiz Aznar, M. (1); Alonso Hernández, D. (1); Agulla Otero, M. (1); Arias López, M. Á. (1); Rodríguez Domínguez, D. (1); Pena Vaquero, S. (1); Antón García, D. (1); Frutos Baraja, J. M. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Soto Angoña, R. (1); Torres Cabrera, R. (1); Andrés Rodríguez, C. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

## INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

El uso de Radioterapia Guiada por Imagen (IGRT) permite conocer errores que se cometen en el posicionamiento del paciente y realizar estimaciones de los márgenes para cada patología. Con IGRT se hallan los desplazamientos en 3D en el posicionamiento.

Posicionar al paciente con mayor precisión posibilita disminuir el margen de configuración (SM). El Volumen Blanco Clínico (CTV) expandido con este margen, SM, constituye el Volumen Blanco de Planificación (PTV). El cálculo de SM se realiza a partir de errores de posicionamiento ("set-up"). Estos errores se calculan a partir de desplazamientos en 3D del paciente.

Se evalúan los errores de "set-up" en la localización de sistema nervioso central (SNC) Glioma y se calcula SM.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron 40 pacientes con tratamientos de Arcoterapia Volumétrica Modulada en localización de SNC (Glioma) con prescripción 54-60 Gy en 30 fracciones, tratados en la unidad TrueBeam (Varian).

Las imágenes de TC enviadas al sistema de planificación Eclipse se consideran imágenes de referencia.

Para cada paciente se obtuvieron, diariamente durante el tratamiento, imágenes 3D CBCT. Estas imágenes 3D se fusionan, comparan con las de referencia y se obtienen los valores de los desplazamientos.

Se calculó la desviación sistemática ( $\Sigma$ ) y aleatoria ( $\sigma$ ) a partir de los desplazamientos: antero-posterior (Vrt), medio-lateral (Lat) y supero-inferior (Long).

El SM, en cada dirección del espacio, se calculó usando expresiones matemáticas publicadas en bibliografía:  $SM = 2\Sigma + 0,7\sigma$

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los valores de errores sistemáticos y aleatorios para los pacientes, para cada dirección, así como el valor de SM, durante el tratamiento total, la primera semana y las siguientes semanas se presentan en la tabla:

Durante todo el tratamiento, los errores sistemáticos medios ( $\mu$ ), en cualquier dirección del espacio, son muy pequeños.

Tanto la dispersión sistemática ( $\Sigma$ ), como la dispersión aleatoria ( $\sigma$ ) es ligeramente mayor en la dirección longitudinal (Lng).

Durante el tratamiento completo total, la primera semana y las siguientes semanas, existen similitudes en el valor de SM, en las tres direcciones del espacio:

- Para el desplazamiento vertical (Vrt): 0,27-0,29 cm.
- Para el desplazamiento lateral (Lat): 0,33-0,35 cm.
- Para el desplazamiento longitudinal (Long): 0,27-0,29 cm.

No existe diferencia significativa en los valores de SM, entre la primera semana y las siguientes semanas, se puede deber a la inmovilización con máscara de esta población de pacientes.

## CONCLUSIONES

El valor de SM, en el tratamiento completo total, para las tres direcciones del espacio, en este estudio, es muy similar, es de 0,27-0,33 cm. Este valor es coherente con el margen usado por el facultativo especialista oncólogo radioterapeuta en el contorno de estructuras.



Se propone aumentar la población en estudio de SNC (Glioma) al resto de prescripciones para poder valorar y compararlas.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> "GEOMETRICAL UNCERTAINTIES, RADIOTHERAPY PLANNING MARGINS, AND THE ICRU-62 REPORT". RADIOTHERAPY ONCOLOGY JOURNAL, 2002; 64: 75-83. STROOM J.C., DE BOER H.C.

<sup>2</sup> "INCLUSION OF GEOMETRICAL UNCERTAINTIES IN RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING BY MEANS OF COVERAGE PROBABILITY". INT J RADIAT ONCOL BIOL PHYS, 1999; 43: 905-919. VAN HERK M.P.

# SEGMENTACIÓN AUTOMÁTICA DE VOLÚMENES DE TRATAMIENTO EN CÁNCER DE MAMA MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL

Martí Asenjo, J. (1); Martínez-Larraz Solís, A. (2); Alonso Iracheta, L. (1); Prado Barragán, A. (1); de la Casa de Julián, M. Á. (1); Zucca Aparicio, D. (1); Fernández Letón, P. (1); Rubio Rodríguez, C. (1)

(1) Hospital HM Sanchinarro, (2) Freepik

PALABRAS CLAVE: INTELIGENCIA ARTIFICIAL RADIOTERAPIA MAMA SEGMENTACIÓN

## INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es una de las patologías más habituales con una incidencia de 144 por cada 100.000 mujeres [1]. La mayoría de estas mujeres recibirán radioterapia como parte de su tratamiento. Es por ello que la definición de volúmenes de tratamiento en cáncer de mama (PTV) es una de las tareas más habituales para los médicos especialistas en Oncología Radioterápica (OR). Se ha entrenado un sistema de segmentación automático del PTV Mama Derecha, basado en el uso de Redes Neuronales Convolucionales (CNN) [2].

## MATERIALES Y MÉTODOS

Han sido exportados los estudios de imagen de tomografía computarizada (TC) y los archivos de estructuras de 346 pacientes ya tratados en el Servicio de Oncología Radioterápica de HM Sanchinarro y HM Puerta del Sur. Los archivos de estructuras han sido segmentados por 14 especialistas en oncología radioterápica en el sistema de planificación de tratamientos (TPS) Raystation. Estos 346 pacientes suponen un total de 35303 imágenes (cortes) de TC.

La CNN empleada ha sido implementada en Python 3.8, con arquitectura tipo U-Net modificada. Los entrenamientos se realizaron en un ordenador MSI Creator 15 A10SFS-017ES, Intel® Core™ i7, 32 GB, NVIDIA GeForce RTX 2070 Super Max-Q.

## RESULTADOS

Para la evaluación de la segmentación inferida por la red hemos utilizado un conjunto de 30 pacientes que no han participado en el entrenamiento (test). La métrica empleada ha sido el DSC (Dice similarity coefficient) y el número de falsos positivos (FP) y falsos negativos (FN). Se define FP aquellos cortes donde la red ha segmentado el PTV pero no existe en el estudio original. Será considerado un FN la situación inversa.

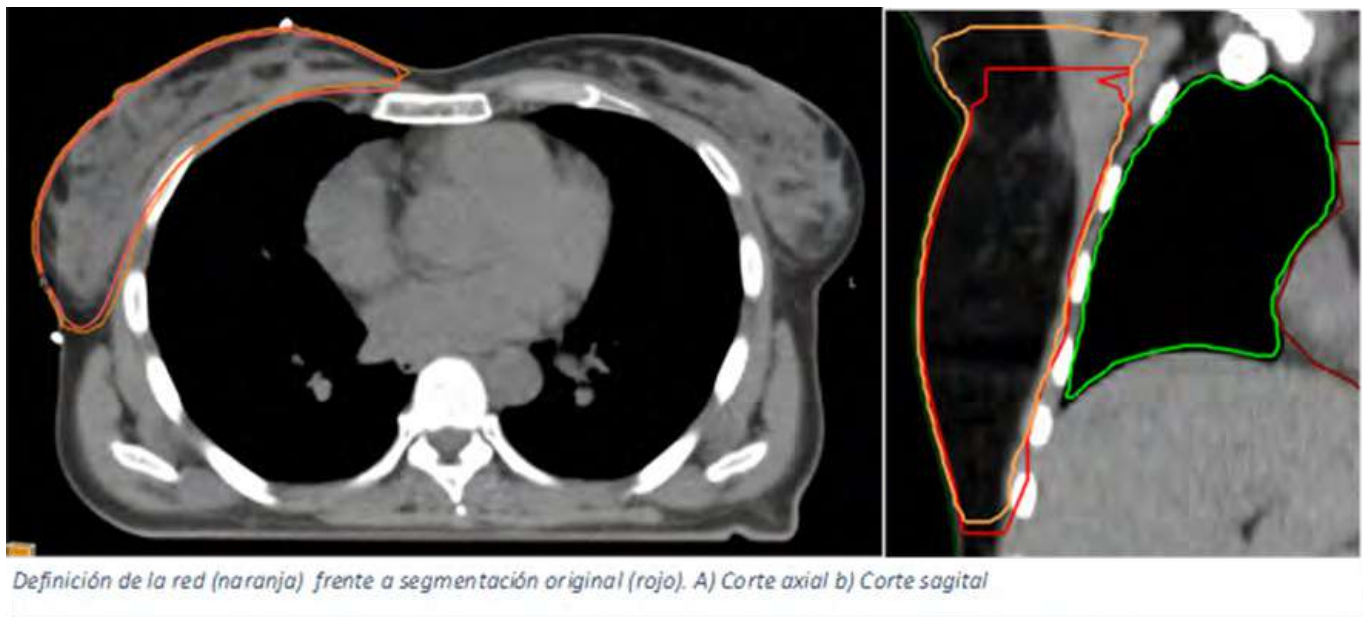
| VOLÚMEN       | ENTRENAMIENTO |          |                  | VERIFICACIÓN |        |        |
|---------------|---------------|----------|------------------|--------------|--------|--------|
|               | PACIENTES     | IMÁGENES | DSC (Validación) | DSC (Test)   | FP (%) | FN (%) |
| PTV Mama Dcha | 346           | 35303    | 0.94             | 0.864        | 7.90%  | 0.30%  |

## DISCUSIÓN

La segmentación de PTVs tiene algunas dificultades añadidas frente a otro tipo de volúmenes como los órganos de riesgo. La variabilidad inter-médico es generalmente significativo aunque se utilicen las mismas guías para la definición de estos volúmenes [3]. Pese a ello, tanto el valor del DSC en test, como especialmente en validación, muestran que la variabilidad inter-médicos no es, para este volumen (PTV Mama Dcha), muy grande, ya que un valor en el DSC de 0.94 muestra que las segmentaciones



son coherentes. Un dataset con una variabilidad muy grande en las definiciones no convergería a un valor tan alto. La red presenta una definición muy exacta en la mayoría de imágenes como se aprecia en la figura 1.a, pero falla en la definición de los cortes más craneales existiendo un número elevado de falsos positivos, como se muestra en el corte sagital de la figura 1.b.



## CONCLUSIONES

Las CNN parecen demostrar capacidad para la segmentación de volúmenes de tratamiento en cáncer de mama, aunque el empleo de redes 3D, o al menos de un ensamblado axial-sagital, podría mejorar las capacidades de la red mejorando la definición en los cortes más craneales, disminuyendo el número de FP y mejorando potencialmente el índice DSC.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SEOM – SOCIEDAD ESPAÑOLA DE ONCOLOGÍA MÉDICA. LAS CIFRAS DEL CÁNCER EN ESPAÑA 2022. ISBN: 978-84-09-38029-9
- <sup>2</sup> O. RONNEBERGER, P. FISCHER, AND T. BROX, "U-NET: CONVOLUTIONAL NETWORKS FOR BIOMEDICAL IMAGE SEGMENTATION" IN INTERNATIONAL CONFERENCE ON MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION. SPRINGER, 2015, PP. 234-241.
- <sup>3</sup> YU T, LI Y, WANG W, LI F, WANG J, XU M, ZHANG Y, LI J, YU J. INTEROBSERVER VARIABILITY OF TARGET VOLUMES DELINEATED IN THE SUPINE AND PRONE POSITIONS BASED ON COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES FOR EXTERNAL-BEAM PARTIAL BREAST IRRADIATION AFTER BREAST-CONSERVING SURGERY: A COMPARATIVE STUDY. FRONT ONCOL. 2020 APR 8;10:323. DOI: 10.3389/FONC.2020.00323. PMID: 32373505; PMCID: PMC7179679.

# AUTOMATIZACIÓN DEL TEST DE CONTROL DE CALIDAD 'PICKET FENCE' A TRAVÉS DEL PROCESADO DIGITAL DE LAS IMÁGENES

Alonso Muriedas, J. (1); González Pérez, M. A. (2); Camacho de la Vega, G. (1); Reguilón Martín, A. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Gómez Enríquez, F. (1); Fabregat Borrás, R. (1); Bruzos López, D. (1); Albendea Roch, J. (1); Pinto Guevara, F. (1); García Lamela, M. (1); Ruiz Arrebola, S. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, (2) Universidad de Cantabria

PALABRAS CLAVE: PICKET FENCE, CONTROL DE CALIDAD

## INTRODUCCIÓN

El test Picket Fence es una de las pruebas llevadas a cabo durante el control de calidad de los ALEs en radioterapia para evaluar la precisión y repetibilidad del posicionamiento de las láminas en el sistema colimador multiláminas (MLC), el cual permite la conformación de la salida del haz. El test consiste en la introducción intencionada de desplazamientos erróneos en dos láminas, las cuales son detectadas mediante la inspección visual de la imagen resultante en el patrón de irradiación.

Algunos programas actuales que pueden procesar digitalmente estos errores, como Pylinac o MLC QA, son complicados e incompatibles con la mayoría de los entornos informáticos hospitalarios.

El objetivo de este trabajo ha sido crear un programa que detectara automáticamente y cuantificara los errores introducidos sin depender de la visión de una persona.

## MATERIAL Y MÉTODOS

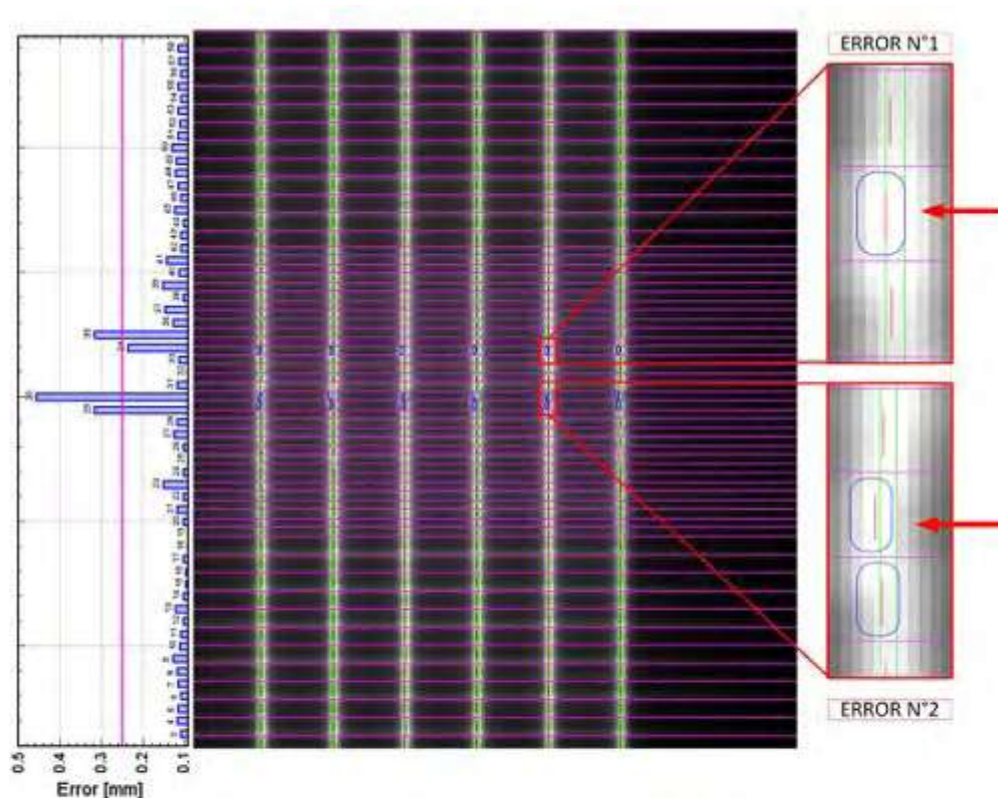
Las imágenes analizadas se obtuvieron en 2020, 2021 y 2022 en un Varian TrueBeam® STx model, instalado en nuestro hospital y equipado con un sistema MLC 120HD. Las láminas del MLC se mueven horizontalmente, creando una separación entre ellas de 1 mm cada 2 cm, en seis movimientos. Durante la irradiación, dos láminas tienen un desplazamiento intencionado respecto al resto de 0,5 mm y 0,25 mm, respectivamente. Se genera una imagen con el patrón de líneas claras correspondientes a los desplazamientos, perpendicular al desplazamiento de las láminas.

Tras aplicar un filtrado morfológico y un procesamiento de eliminación de ruido aleatorio, los valores de intensidad de las láminas y los desplazamientos se aproximaron a una gaussiana, encontrando el centro de la anchura a media altura. La desviación de este centro con la línea media vertical se consideró como un error si superaba un cierto valor de tolerancia. El procedimiento determinó la diferencia entre el centro de los gaps y su media a lo largo de las líneas marcadas por los desplazamientos horizontales.

Todas las operaciones se implementaron usando el software gratuito de análisis de imagen Fiji/ImageJ. Para la validación, se utilizó la librería de Python para análisis de imagen de aceleradores lineales, Pylinac.

## RESULTADOS

En la FIGURA 1 se muestra la imagen de las diferentes posiciones de las láminas y los gaps entre ellas, así como la detección de las posiciones incorrectas y sus errores.



*Figure 1. Image of the positioning of the leaves. On the left, the quantification of the positioning errors establishing a tolerance of 0.25 mm (purple line).*

La FIGURA 2 muestra una comparación con Pylinac.

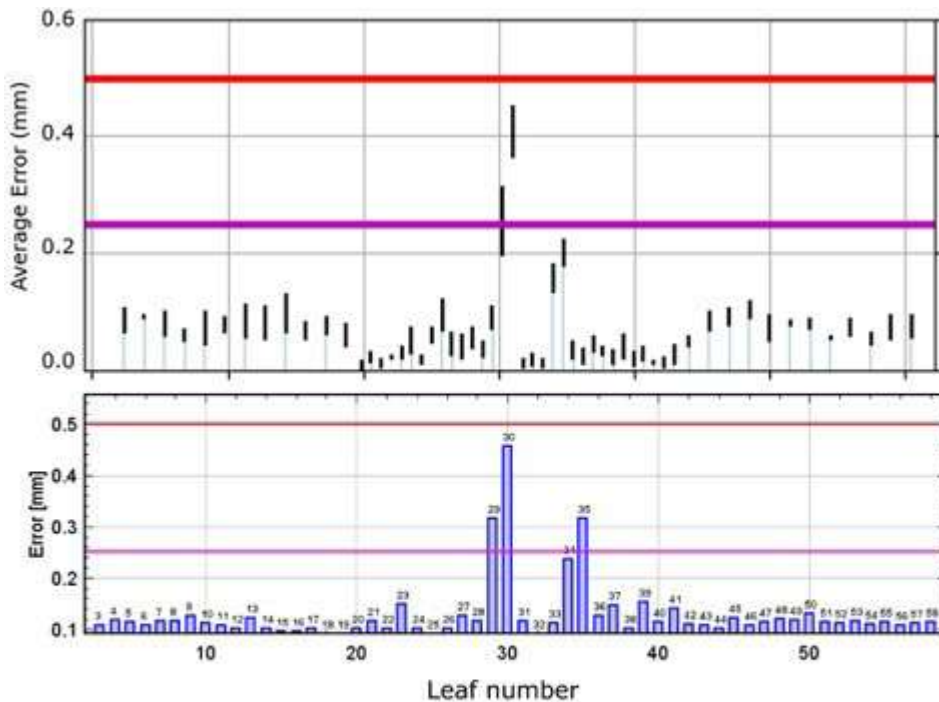


Figure 2. Comparison between positioning errors in *Pylinac* (top) with tolerance in 0.25 (purple line) and 0.50 mm (red line) and our program (bottom).

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En la FIGURA 1, tres láminas exceden la tolerancia establecida en 0,25 mm. En la FIGURA 2, para errores por debajo de 0,25 mm, Pylinac es menos preciso. En ambas figuras, se detectan errores en láminas vecinas a la del error real debido a la extensión del patrón de irradiación.

Los resultados de este trabajo mostraron la efectividad del método propuesto para detectar y cuantificar automáticamente los desplazamientos de las láminas en el test Picket Fence usando el software libre Fiji/ImageJ.

## COMPARACIÓN DE DOS MÉTODOS DE VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO: DELTA4 PHANTOM+ Y DOSIMETRÍA PORTAL CON EPIBEAM

Ruiz, G. (1); García Marcos, R. (1); Ayala Lázaro, R. (1); García Hernández, M. J. (1); García Hernández, M. J. (1); Soza Marañón, Á. (1)  
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

PALABRAS CLAVE: EPID, EPIBEAM, DELTA4+

## INTRODUCCIÓN

El software de verificación pre-tratamiento basado en dosimetría portal, Epibeam (Dosisoft) dispone de un algoritmo de dosimetría asociado al dispositivo electrónico de imagen portal, EPID, para medidas de control de calidad específicas del paciente.

Este estudio pretende evaluar el comisionado del software de dosimetría portal para la energía de 6FFF MV y los resultados de los controles de calidad pre-tratamiento de VMAT. Para ello, se han realizado medidas con el dispositivo Delta4 Phantom+ (Scandidos) y EPID de los mismos tratamientos.





## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado un acelerador Versa HD de Elekta con MLC Agility y dispositivo de imagen portal iViewGT para configurar y evaluar el algoritmo de Epibeam.

Se ha tomado la energía de 6MV WFF como referencia para evaluar el comportamiento del panel para la energía 6 MV FFF.

Se han comparado los valores de factores campo (OF) obtenidos con modelo del planificador Monaco para esta energía y medidas de varios tratamientos de distintas complejidades con el dispositivo Delta4 Phantom + con los predichos por Epibeam. Además, se ha evaluado el comportamiento del panel para distintas tasas de dosis.

Para la evaluación de los planes de tratamiento se utilizó el criterio gamma local 2%-2mm y un threshold de 10% y la desviación de la dosis media.

## RESULTADOS

Los resultados muestran un buen acuerdo (dentro de 0.5%) entre los OF obtenidos en el TPS Monaco y los calculados por el algoritmo de Epibeam para 6FFF MV, así como para la respuesta del panel en función de la tasa.

Los resultados de los valores gamma 2%-2mm se muestran a continuación (TABLA 1)

## DISCUSIÓN

En el análisis de la respuesta del panel para distintas tasas de dosis, se observa una variación dentro del 1.0% para la energía de 6FFF, excepto para el caso de tasa 200UM/min (1.4%), con una ligera tendencia de disminución de la dosis en el CAX al aumentar la tasa.

Los resultados de los planes de VMAT muestran una gamma local 2%-2mm >95.1% ( =  $96.1 \pm 0.7\%$ ) en Delta4+ y > 91.49% ( =  $95.3 \pm 2.6\%$ ) en Epibeam. Resultados comparables se obtienen para la energía de 6 MV con filtro aplanador, >92.2% ( =  $95.4 \pm 2.4\%$ ) en Delta4+ y > 98.0% ( =  $98.8 \pm 0.6\%$ ) en Epibeam.

## CONCLUSIÓN

El uso de la dosimetría portal con el software de Epibeam para verificaciones pre-tratamiento proporciona resultados

comparables con los obtenidos con un método de medida directa como Delta4 Phantom+ como se muestra para los distintos planes de tratamiento evaluados tanto para la energía 6FFF MV.

# ÁREA TEMÁTICA: DOSIMETRÍA DE PACIENTES

## APROXIMACIÓN TEÓRICA AL CÁLCULO DE TIEMPOS DE RESTRICCIÓN EN PACIENTES DE HIPERTIROIDISMO TRATADOS CON I-131

Chamorro Serrano, P. (1); García Castañón, P. (1); Rosado del Castillo, R. (1); Paradel Díaz, G. (1); Hernández González, D. (1); Honorato Hernández, S. (1); Roch González, M. (1); Simón de Blas, R. (1); Castro Tejero, P. (1); Hernández Pérez, I. L. (1); Castillo Morales, V. (1); Prieto Martín, C. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: HIPERTIROIDISMO, I-131

## INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de hipertiroidismo con  $^{131}\text{I}$  dan lugar a una exposición de las personas cercanas al

paciente<sup>1</sup>. Por ello, es habitual establecer un periodo en el que deben restringirse las relaciones del paciente con otras personas. En este trabajo se propone un método para estimar la dosis recibida por las personas expuestas, y a partir de este cálculo se determina la duración del periodo con restricciones.



## MATERIAL Y MÉTODOS

Para calcular la dosis que recibiría una persona que permaneciera un tiempo diario  $n$  a una distancia  $d_0$  del paciente, se ha asumido que la tasa de dosis en función del tiempo  $t$  sería

$$\dot{D}(t) = \dot{D}_0 e^{-t/\tau_{ef}},$$

dando lugar a la siguiente dosis recibida:

$$D = \int_0^{+\infty} \int_{\lim_{j \rightarrow 0}^{j/Deltat+n}}^{\dot{D}_0} \dot{D}_0 e^{-t/\tau_{ef}} dt,$$

siendo  $\dot{D}_0$  la tasa medida a una distancia  $d_0$  del paciente,  $\tau_{ef}$  el tiempo de vida media efectivo y  $Deltat = 24/h$ .

Considerando dos periodos de tiempo, uno con restricciones y otro sin ellas, cada uno con un valor de  $n$ , se obtiene (ver figura 1):

$$D = \int_0^{T_{cr}-1} \int_{\lim_{j \rightarrow 0}^{j/Deltat+n^{(cr)}}} \dot{D}_0 e^{-t/\tau_{ef}} dt + \int_{T_{cr}}^{+\infty} \int_{\lim_{j \rightarrow 0}^{j/Deltat+n^{(sr)}}} \dot{D}_0 e^{-t/\tau_{ef}} dt,$$

donde  $n^{(cr)}$  y  $n^{(sr)}$  son, respectivamente, el tiempo diario con y sin restricciones, y  $T_{cr}$  es el número de días con restricciones.

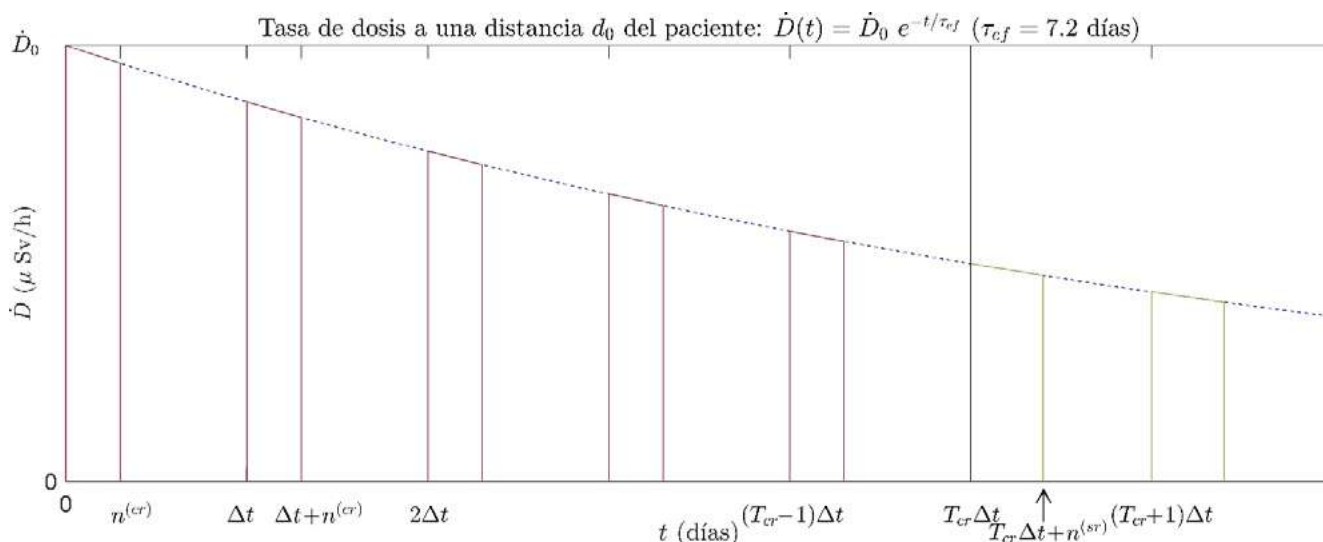


FIGURA 1: La dosis recibida se corresponde con el area bajo la gráfica durante los intervalos de tiempo diario  $n^{(cr)}$  (tramos en rojo) y  $n^{(sr)}$  (tramos en verde).

Resultados: Realizando las integrales y empleando las fórmulas para la suma y serie geométricas, se obtiene:

$$D = \dot{D}_0 / \tau_{ef} / \frac{1 - e^{-(T_{cr}-1)/\tau_{ef}}}{1 - e^{-1/\tau_{ef}}} + \dot{D}_0 / \tau_{ef} / \frac{e^{-(T_{cr}-1)/\tau_{ef}} - e^{-(T_{cr}+1)/\tau_{ef}}}{1 - e^{-1/\tau_{ef}}}.$$

En general, las condiciones de convivencia normal y del periodo con restricciones pueden tener varios tiempos y distancias de permanencia. La fórmula anterior se puede generalizar para estos casos:

$$D = \dot{D}_0 / \tau_{ef} / \frac{1 - e^{-(T_{cr}-1)/\tau_{ef}}}{1 - e^{-1/\tau_{ef}}} + \sum_i \left[ \frac{e^{-(T_{cr}-1)/\tau_{ef}} - e^{-(T_{cr}+1)/\tau_{ef}}}{1 - e^{-1/\tau_{ef}}} \right] \frac{1}{d_i^2} + \sum_i \left[ \frac{e^{-(T_{cr}-1)/\tau_{ef}} - e^{-(T_{cr}+1)/\tau_{ef}}}{1 - e^{-1/\tau_{ef}}} \right] \frac{1}{d_i^2},$$

donde  $n_i^{(cr)}$  y  $d_i^{(cr)}$  son los tiempos y las distancias de permanencia del periodo con restricciones, y  $n_i^{(sr)}$  y  $d_i^{(sr)}$  los del periodo de convivencia normal.

Igualando la dosis obtenida al límite de dosis permitida  $D_{max}$ , se puede despejar el valor de  $T_{cr}$ :

$$T_{cr} = \left[ \frac{\ln \left( \frac{D_{max} \tau_{ef}}{\dot{D}_0} \right) - \ln \left( \frac{1 - e^{-(T_{cr}-1)/\tau_{ef}}}{1 - e^{-1/\tau_{ef}}} \right) - \sum_i \left[ \frac{e^{-(T_{cr}-1)/\tau_{ef}} - e^{-(T_{cr}+1)/\tau_{ef}}}{1 - e^{-1/\tau_{ef}}} \right] \frac{1}{d_i^2}}{\ln \left( \frac{1 - e^{-1/\tau_{ef}}}{1 - e^{-(T_{cr}+1)/\tau_{ef}}} \right) - \sum_i \left[ \frac{e^{-(T_{cr}-1)/\tau_{ef}} - e^{-(T_{cr}+1)/\tau_{ef}}}{1 - e^{-1/\tau_{ef}}} \right] \frac{1}{d_i^2}} \right] / \tau_{ef}.$$

Discusión: Se observa que no es necesario emplear aproximaciones en el cálculo de la dosis recibida para obtener expresiones sencillas de las que se puede despejar de forma analítica el valor de la duración del periodo con restricciones.



Conclusiones: A partir de la tasa de dosis medida a una distancia  $d_{ij}$  del paciente y suponiendo un decaimiento exponencial con un periodo de vida media efectivo  $\tau_{ef}$ , se ha calculado la dosis recibida por personas expuestas a la radiación de pacientes con hipertiroidismo tratados con yodo radiactivo. El resultado se ha generalizado para el caso de que existan varios tiempos y distancias de permanencia. Finalmente, igualando la dosis recibida a la dosis máxima permitida se ha despejado el valor de la duración del periodo con restricciones  $T_{cr}$ .

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> COMISIÓN EUROPEA, DIRECCIÓN GENERAL DE MEDIO AMBIENTE, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DESPUÉS DE UNA TERAPIA CON YODO 131 (EXPOSICIÓN DEBIDA AL CONTACTO CON PACIENTES AMBULATORIOS O DADOS DE ALTA), OFICINA DE PUBLICACIONES, 2000.

# COMPARACIÓN DE DOS SISTEMAS DE DOSIMETRÍA PARA LA TERAPIA CON MICROESFERAS DE VIDRIO DE ITRIO-90

Lozano Martínez, F. R. (1); Rot San Juan, M. J. (1); Martínez Gómez, L. C. (1); Gilarranz Moreno, R. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

## INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es comparar dos sistemas de planificación (TPS) disponibles en nuestro hospital, RapidSphere (Varian Medical Systems) y Simplicity (Boston Scientific Corporation), para la dosimetría de pacientes tratados con microesferas de Y-90 (Therasphere, BTG Inc.)

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para cuatro pacientes, se ha comparado la actividad calculada ( $A$ ) con ambos planificadores necesaria para obtener una dosis media ( $D_{media}$ ) en el volumen objetivo (PTV). Los volúmenes de interés (hígado-completo HC y PTV) han sido delineados con el programa Simplicity en las imágenes SPECT/CT correspondientes a la simulación con macroagregados de T c99m (T c99m-MAA). Las estructuras así definidas se han exportado como un archivo DICOM Struct para ser utilizadas en Velocity.

De esta forma, las estructuras empleadas en ambos casos son las mismas.

Los volúmenes HC y PTV fueron delimitados en la imagen CT por un especialista. Para el cálculo de dosis, el Simplicity le pide al usuario que defina un volumen auxiliar (volumen perfundido, PV) donde se contiene toda la actividad. Este PV se contorneó sobre las imágenes SPECT de emisión de T c99m-MAA mediante el uso de un umbral definido por el usuario (porcentaje del número máximo de cuentas en la imagen, T). Se utilizaron diferentes valores umbral ( $T=1\%$ ,  $5\%$ ,  $10\%$  y  $20\%$ ) y se calcularon las actividades en cada caso ( $A_{Simplicity_{Threshold}}$ ). Además, se definió un PV coincidente con los límites del contorno externo (whole body, WB) y se calculó la actividad correspondiente. En todos los casos se empleó el modelo multicompartmental y se realizó corrección por derivación pulmonar. RapidSphere utiliza un contorno anatómico como referencia para definir los límites de perfusión de la actividad. Se empleó el contorno externo (WB) como recomienda el sistema. La actividad calculada en este caso,  $A_{Rapid}$ , se comparó con las actividades calculadas por Simplicity. También se empleó la corrección por derivación pulmonar.

Además de las actividades, se han obtenido las  $D_{mean}$  y los histogramas dosis-volumen (DVH) para las estructuras definidas.

## RESULTADOS



Las diferencias en las actividades calculadas por ambos planificadores en función del PV definido se muestran en la figura 1.

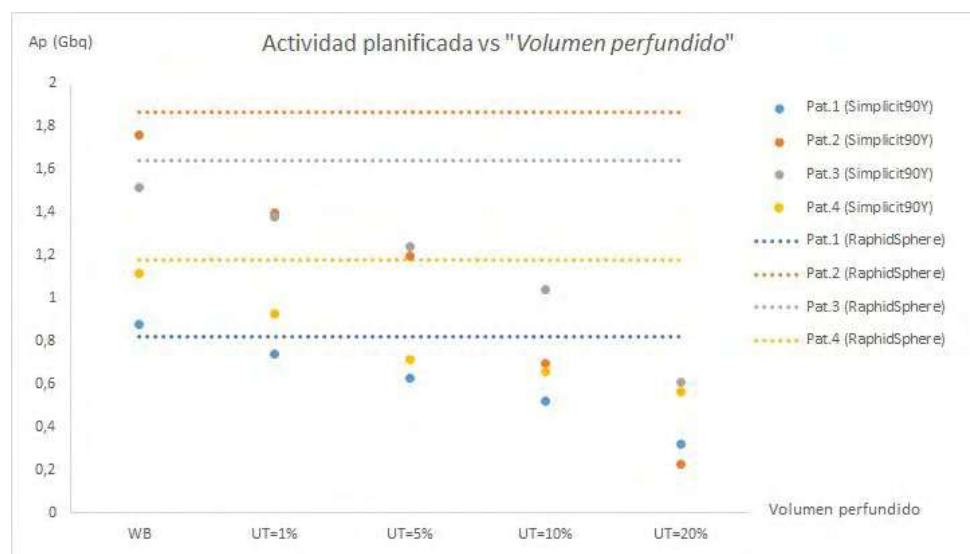


FIGURA 1: Diferencias en la actividad planificada entre Rhapsphere y Velocity en función del umbral.

Las diferencias en las dosis medias al tejido hepático normal (HC-PTV) ( $D_{\text{mean-NTL}}$ ) se detallan en la tabla 1 (para el caso de PV=WB).

| Paciente | $D_{\text{mean-NTL}}$ (Gy) (Rhapsphere) | $D_{\text{mean-NTL}}$ (Gy) (Velocity) | Diferencia |
|----------|-----------------------------------------|---------------------------------------|------------|
| 1        | 14.98                                   | 24.3                                  | 38%        |
| 2        | 37.3                                    | 60                                    | 38%        |
| 3        | 20.37                                   | 28.9                                  | 30%        |
| 4        | 17.2                                    | 38.3                                  | 55%        |

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Simplicity depende del umbral seleccionado por el usuario, pero no se da recomendaciones. Este valor debe ser bajo para incluir toda la actividad, pero alto para no incluir ruido. Rhapsphere no tiene en cuenta el ruido de la imagen considerando todo volumen externo como volumen perfundido. Los autores sugieren usar un umbral del 3%. Además, se han encontrado diferencias en  $D_{\text{mean-NTL}}$  para las mismas estructuras de interés que no se corresponden con las diferencias en las actividades calculadas y cuyo origen debería ser investigado.

## COMPARACIÓN DEL SHUNT PULMONAR CON TC99M-MAA Y Y90

Trinidad Fernández, M. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Delgado Aparicio, J. M. (1); Llamas Martínez, P. (1)

(1) Hospital Universitario de Badajoz

PALABRAS CLAVE: Y90; LSF; LUNG SHUNT FRACTION; Tc99m-MAA; RADIOEMBOLIZACIÓN; SIRT; DOSIMETRÍA

## INTRODUCCIÓN

En el cálculo de la actividad a administrar en el tratamiento de radioembolización hepática con esferas de Y90, así como en el cálculo de la dosimetría previa al tratamiento y la dosimetría posterior, es necesario indicar la fracción de radiofármaco derivada al pulmón, denominado shunt pulmonar. Este valor se obtiene en la simulación con Tc99m-MAA con una gammagrafía planar o con un SPECT-CT. En este documento se evalúa la posibilidad de recalcular este valor con la imagen PET obtenida tras el tratamiento con el objetivo de obtener un valor más real del shunt.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha decidido calcular el shunt pulmonar con Tc99m-MAA mediante el SPECT-TC de simulación que se le realizó al paciente. Este valor se ha obtenido mediante el software Simplicity de Boston Scientific segmentando los pulmones y el hígado y obteniendo las cuentas en cada una de las estructuras.



En el caso de PET-TC post tratamiento con Y90, el cálculo se ha realizado del mismo modo; segmentando las estructuras y obteniendo el número de cuentas de cada una de ellas.

## RESULTADOS

Los valores obtenidos de shunt pulmonar en cada caso han sido:

|                                                           |                 |                                    |
|-----------------------------------------------------------|-----------------|------------------------------------|
| <b>Tc99m-MAA</b>                                          |                 | <b>Shunt pulmonar</b><br><b>8%</b> |
| <b>Cuentas de las estructuras segmentadas en SPECT-CT</b> |                 |                                    |
| <b>Hígado</b>                                             | <b>Pulmones</b> | <b>Fondo</b>                       |
| 1211966                                                   | 106731          | 118                                |
| <b>Y90</b>                                                |                 | <b>Shunt pulmonar</b><br><b>3%</b> |
| <b>Cuentas de las estructuras segmentadas en PET-CT</b>   |                 |                                    |
| <b>Hígado</b>                                             | <b>Pulmones</b> | <b>Fondo</b>                       |
| 277081029                                                 | 9442349         | 678636                             |

## DISCUSIÓN

Como podemos comprobar, el valor obtenido del shunt pulmonar con el TC del PET de Y90 post tratamiento es de un 3%, valor inferior al estimado utilizando los MAA. Se podría valorar la reevaluación del shunt pulmonar tras el tratamiento con Y90 para adaptar el cálculo de dosis absorbida, teniendo en cuenta la distribución de las microesferas en el flujo sanguíneo del paciente. De este modo, conseguiríamos obtener unas estimaciones de dosis absorbidas en pulmones más exactas que si mantenemos el shunt calculado mediante el Tc99m-MAA de pre tratamiento.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GEORGIU, M. F., KUKER, R. A., STUDENSKI, M. T., AHLMAN, P. P., WITTE, M., & PORTELANCE, L. (2021). LUNG SHUNT FRACTION CALCULATION USING 99mTc-MAA SPECT/CT IMAGING FOR 90Y MICROSPHERE SELECTIVE INTERNAL RADIATION THERAPY OF LIVER TUMORS. EJNMMI RESEARCH, 11(1).

# DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON EL SOFTWARE SIMPLICITY

Trinidad Fernández, M. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Delgado Aparicio, J. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Badajoz

PALABRAS CLAVE: Y90; SIRT; RADIOEMBOLIZACIÓN; DOSIMETRÍA; PLANIFICACIÓN; DOSIS ABSORBIDA; COMPARATIVA

## INTRODUCCIÓN

El software Simplicity es una herramienta de planificación de radiocirugía interna selectiva (SIRT) que facilita a los usuarios el cálculo de la actividad a administrar al paciente en función de la anatomía del tumor y de la distribución del radioisótopo en el mismo. Ofrece la posibilidad de realizar una estimación de dosis absorbida previa al tratamiento usando Tc99m con macroagregados de albúmina (Tc99m-MAA) y una comprobación posterior una vez administrado el tratamiento con Y90. En este estudio vamos a comparar la dosimetría previa con los macroagregados y la dosimetría posterior al tratamiento con el Y90 para un paciente.





## MATERIAL Y MÉTODO

Para hacer los cálculos de la dosis absorbida media en las áreas de interés se inyectó al paciente 75 MBq de Tc99m-MAA y se le realizó un SPECT-CT inmediatamente después para analizar la distribución del radiofármaco, además de calcular la posible derivación pulmonar (shunt).

Dos semanas después de la simulación, se procede a realizar el tratamiento con Y90, realizando tras ello una PET-CT para comprobar que la distribución del radiofármaco es correcta y el shunt pulmonar no supera los límites planificados.

Para calcular la dosis media absorbida hemos utilizado el método multi compartimental y la dosimetría de vóxel mediante el método de la deposición local. Se ha prescrito una dosis de 400 Gy a volumen perfundido según la guía de la EANM de radioembolización hepática.

Para la segmentación del hígado y el tumor se ha usado la imagen del TC, mientras que para la segmentación del volumen perfundido se ha usado un umbral de cuentas en la imagen nuclear.

## RESULTADOS

Los valores de dosis media absorbida obtenidos en la simulación del tratamiento con Tc99m-MAA y posterior comprobación con PET-CT de Y90 han sido los siguientes:

| Dosis prescrita a volumen perfundido | Actividad |
|--------------------------------------|-----------|
| 400 Gy                               | 2.37 GBq  |

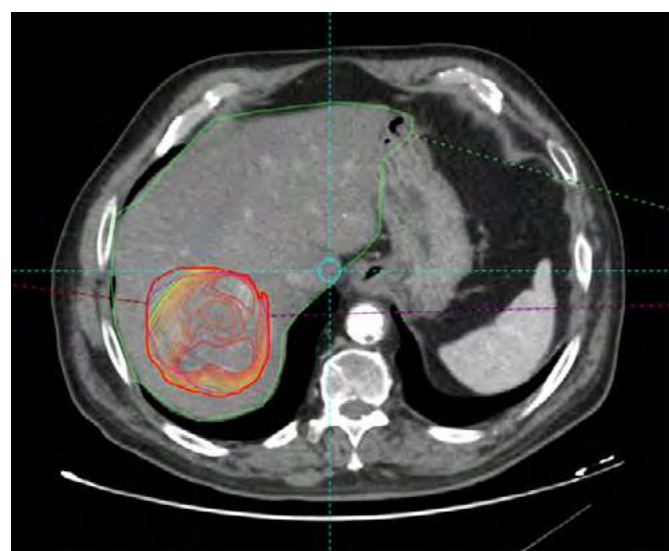
| Volumen hígado         | Volumen perfundido    | Shunt pulmonar |
|------------------------|-----------------------|----------------|
| 2529.6 cm <sup>3</sup> | 261.9 cm <sup>3</sup> | 7%             |

| Dosis medias absorbidas - Simulación Tc99m |         |        |
|--------------------------------------------|---------|--------|
| Tumor                                      | Hígado  | Pulmón |
| 421.1 Gy                                   | 12.7 Gy | 8.1 Gy |

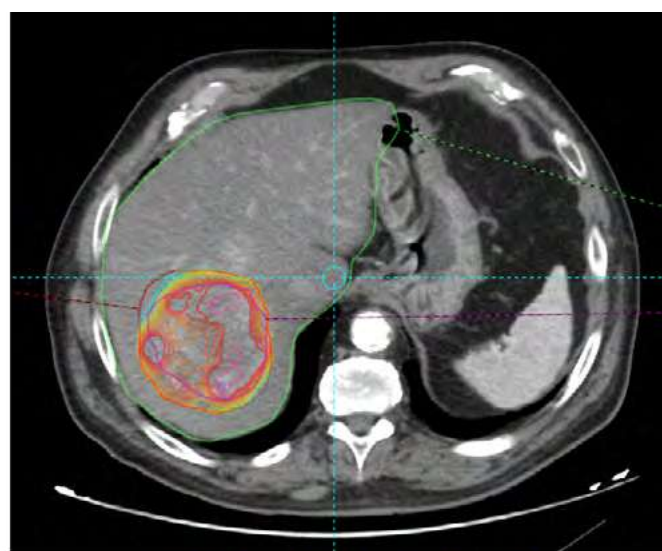
| Dosis medias absorbidas - Tratamiento Y90 |         |        |
|-------------------------------------------|---------|--------|
| Tumor                                     | Hígado  | Pulmón |
| 452.5 Gy                                  | 10.3 Gy | 8.1 Gy |

Los volúmenes de las estructuras, así como el shunt pulmonar se han mantenido igual que en la simulación, lo que proporciona más incertidumbre al valor calculado de dosis absorbida en el tratamiento.

El software también nos proporciona un histograma dosis-volumen y las isodosis de tratamiento. A continuación, se muestra la comparativa entre las isodosis de la simulación con Tc99-MAA y el tratamiento con Y90.



SPECT/CT pre-tratamiento con Tc99m-MAA



PET/CT post-tratamiento Y90



## DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

Usando el método multi compartimental para el cálculo de las dosis medias absorbidas en las estructuras de interés, podemos ver que las diferencias entre los valores estimados con Tc99m y calculados con Y90 son menores del 10% en el caso del tumor.

Es importante tener en cuenta que el shunt pulmonar no se reevalúa cuando se realiza el cálculo de tratamiento. Además, el propio proceso de simulación con Tc99m-MAA conlleva incertidumbres que se ven reflejadas en el cálculo de la dosis al paciente.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GIAMMARILE, F., BODEI, L., CHIESA, C., FLUX, G., FORRER, F., KRAEBER-BODERE, F., BRANS, B., LAMBERT, B., KONIJNENBERG, M., BORSON-CHAZOT, F., TENNVALL, J., & LUSTER, M. (2011). EANM PROCEDURE GUIDELINE FOR THE TREATMENT OF LIVER CANCER AND LIVER METASTASES WITH INTRA-ARTERIAL RADIOACTIVE COMPOUNDS. EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING, 38(7), 1393-1406.
- <sup>2</sup> CHIESA, C., SJOGREEN-GLEISNER, K., WALRAND, S., STRIGARI, L., FLUX, G., GEAR, J., STOKKE, C., GABINA, P. M., BERNHARDT, P., & KONIJNENBERG, M. (2021). EANM DOSIMETRY COMMITTEE SERIES ON STANDARD OPERATIONAL PROCEDURES: A UNIFIED METHODOLOGY FOR 99mTc-MAA PRE- AND 90Y PERI-THERAPY DOSIMETRY IN LIVER RADIOEMBOLIZATION WITH 90Y MICROSPHERES. EJNMMI PHYSICS, 8(1).
- <sup>3</sup> KIM, S. P., COHALAN, C., KOPEK, N., & ENGER, S. A. (2019). A GUIDE TO 90Y RADIOEMBOLIZATION AND ITS DOSIMETRY. PHYSICA MEDICA, 68, 132-145.
- <sup>4</sup> TAFTI, B. A., & PADIA, S. A. (2019). DOSIMETRY OF Y-90 MICROSPHERES UTILIZING Tc-99m SPECT AND Y-90 PET. SEMINARS IN NUCLEAR MEDICINE, 49(3), 211-217.
- <sup>5</sup> MORÁN, V. ., PRIETO, E. ., SANCHO, L. ., RODRÍGUEZ-FRAILE, M. ., & MARTÍ-CLIMENT, J. M. . (2019). RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE 90Y: ASPECTOS METODOLÓGICOS Y DOSIMÉTRICOS. REVISTA DE FÍSICA MÉDICA, 20(1).

## COMPARATIVA SONDAS QUIRÚRGICAS

Macías Castillo, M. J. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Delgado Aparicio, J. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Badajoz

PALABRAS CLAVE: Tc99m; SONDAS; I125; COEFICIENTE ATENUACIÓN; SENSIBILIDAD

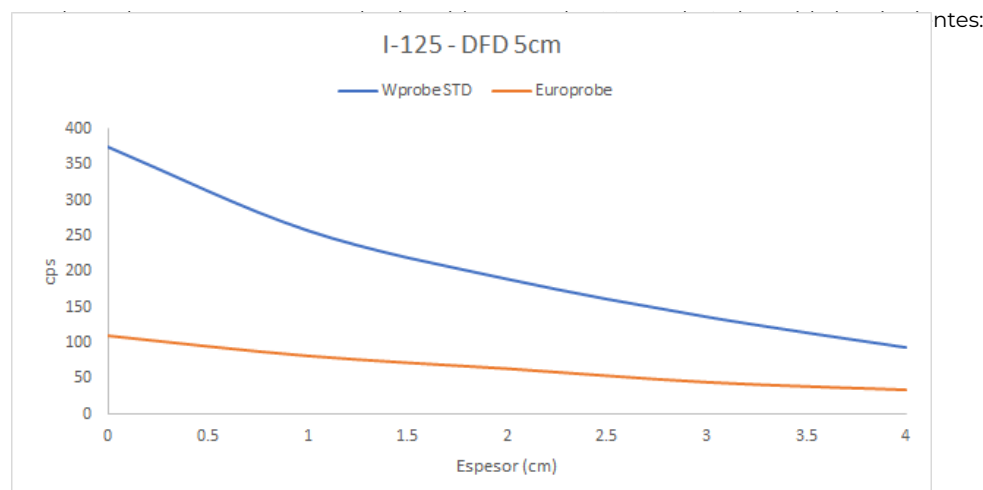
## INTRODUCCIÓN

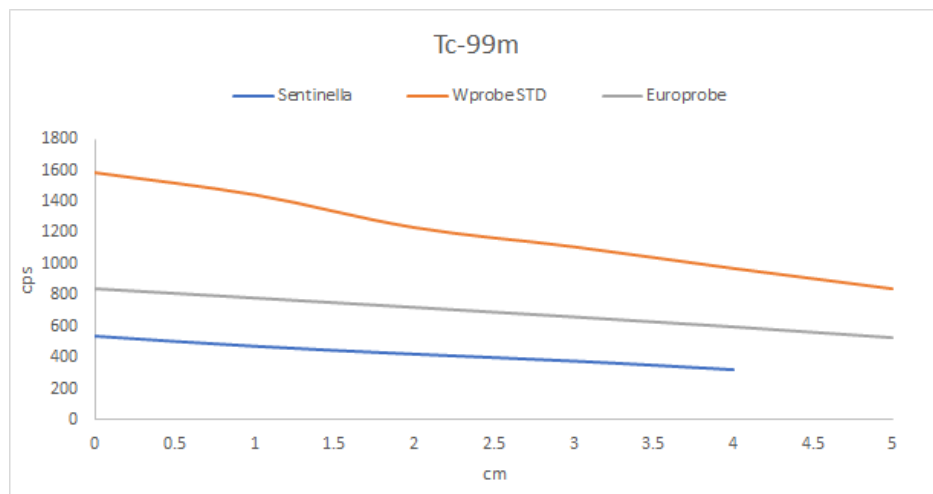
Nuestro hospital cuenta con diferentes instrumentos de uso intraoperatorio para localizar los ganglios linfáticos centinela, detectados por la migración del radioisótopo tras la inyección intersticial. Se propone la comparación de la sensibilidad de dos sondas quirúrgicas (modelo Europrobe y Wprobe STD) y una gammacámara portátil Sentinella Horus.

## MATERIALES Y MÉTODO

Se mide la sensibilidad de los tres equipos con una semilla de I-125 (0.107 uCi) y una fuente de Tc-99m (646 uCi). Se registra la variación de la sensibilidad al interponer planchas de un centímetro de PMMA entre la fuente y el detector. Todas las medidas se han corregido teniendo en cuenta el decaimiento de ambas fuentes.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN





La siguiente tabla recoge las sensibilidades de los equipos para el I-125 y el Tc-99m interponiendo un espesor de PMMA desde 0 a 5 cm entre fuente y detector. La distancia entre la fuente y el detector es de 13 cm en cada caso:

| Espesor (cm) | Sensibilidad (cps/MBq) |            |           |                  |           |
|--------------|------------------------|------------|-----------|------------------|-----------|
|              | Tc99m - DFD 13 cm      |            |           | I125 - DFD 13 cm |           |
|              | Sentinella             | Wprobe STD | EUROPROBE | Wprobe STD       | EUROPROBE |
| 0            | 23.71                  | 71.49      | 39.18     | 3.06             | 0.56      |
| 1            | 20.84                  | 65.33      | 36.41     | 2.21             | 0.52      |
| 2            | 18.49                  | 55.89      | 33.67     | 1.74             | 0.38      |
| 3            | 16.53                  | 50.46      | 30.84     | 1.32             | 0.27      |
| 4            | 14.35                  | 44.21      | 27.90     | 0.92             | 0.16      |
| 5            |                        | 38.26      | 24.63     | 0.68             | 0.18      |

Las medidas de I-125 con la gammacámara portátil Sentinella Horus no aparecen pues el equipo no tiene la sensibilidad suficiente para detectar la actividad de la semilla.

Se ha calculado el coeficiente de atenuación para cada sonda y cada radioisótopo. Los resultados obtenidos han sido los siguientes:

| Coeficientes de atenuación (cm <sup>-1</sup> ) |            |           |
|------------------------------------------------|------------|-----------|
| Tc99m - DFD 13 cm                              |            |           |
| Sentinella                                     | Wprobe STD | EUROPROBE |
| 0.122                                          | 0.358      | 0.079     |
| I125 - DFD 13 cm                               |            |           |
| Wprobe STD                                     | EUROPROBE  |           |
| 0.341                                          | 0.283      |           |

## CONCLUSIONES

La sonda con mayor sensibilidad para ambos radioisótopos es la Wprobe STD, lo que coincide con los resultados obtenidos en los coeficientes de atenuación.

Para el Tc99m, la sonda que menos variación nos da en la medida en función del espesor, es la sonda EUROPROBE, sin embargo, la sonda Wprobe STD tiene variaciones considerables al aumentar el espesor de PMMA para una distancia fuente- detector constante.

En el caso del I125, los valores de coeficiente de atenuación para cada una de las dos sondas medidas no tienen una variación muy significativa oscilando dichos valores entre 0.29 y 0.34 cm<sup>-1</sup>.



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> SENTINELLA – ONCOVISION. (S. F.-B). [HTTPS://ONCOVISION.COM/SENTINELLA](https://oncovision.com/sentinella)

<sup>2</sup> GÓMEZ GUARÍN, JULIAN CAMILO. (2019). SONDAS GAMMA PARA LA DETECCIÓN DEL GANGLIO CENTINELA. UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

# PRUEBA DE CO-REGISTRO IMAGEN ÓPTICA Y NUCLEAR EN GAMMACÁMARA PORTATIL CON CÁMARA ÓPTICA

Trinidad Fernández, M. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Delgado Aparicio, J. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Badajoz

## INTRODUCCIÓN

La gammacámara Sentinella Horus, además de ofrecer la imagen nuclear de la zona en estudio, cuenta con una característica útil para el quirófano, una cámara óptica que sirve para ubicar anatómicamente la zona a ser examinada. Para comprobar que el registro entre la imagen óptica y nuclear coincida, se realiza una prueba específica.

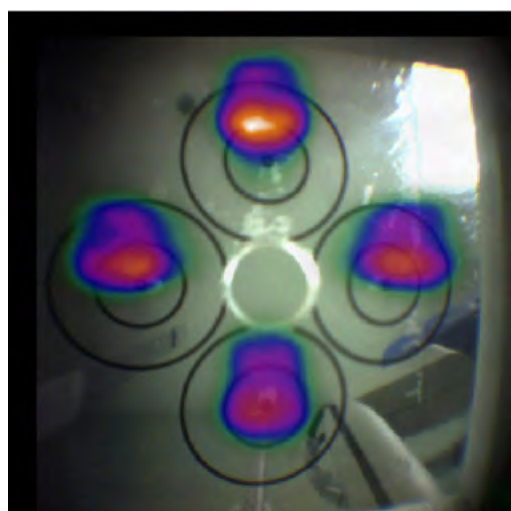
## MATERIAL Y MÉTODO

En la aceptación de la gammacámara, para esta verificación, se usó una jeringa con Tc-99m y se comprobó que, efectivamente, la imagen de la punta de la jeringa coincidía con la zona de detección del radioisótopo.

En la prueba que proponemos a continuación verificaremos también el co-registro en otros puntos que no estén en el eje ya que, al formarse las imágenes óptica y nuclear en distinto plano focal, sí vamos a encontrar diferencias que deberemos controlar con una prueba de constancia.

Se ha calculado la desviación existente entre la imagen nuclear y la imagen óptica utilizando uno de los maniquís proporcionados por el fabricante, en concreto el “Maniquí 1” del kit de control de calidad utilizado para realizar las pruebas de resolución energética, sensibilidad y tamaño de pixel.

Se introdujo Tc-99m en cada uno de los orificios y se colocó el soporte adecuado para ello. Se realizaron adquisiciones a distintas distancias y después se calculó la distancia existente entre el centroide de la imagen nuclear y la imagen óptica con el software ImageJ.



## RESULTADOS

Se muestran a continuación los resultados obtenidos de la distancia entre los centroides de imagen nuclear y óptica de cada fuente puntual de la imagen para tres distancias:



| DFD      | Imagen nuclear |      | Imagen óptica |      |                |
|----------|----------------|------|---------------|------|----------------|
| 6,5 cm   | X              | Y    | X             | Y    | DISTANCIA (cm) |
| Fuente 1 | 2,10           | 3,72 | 1,09          | 4,27 | 1,15           |
| Fuente 2 | 4,09           | 1,79 | 4,19          | 1,32 | 0,48           |
| Fuente 3 | 5,99           | 3,69 | 6,91          | 4,27 | 1,08           |
| Fuente 4 | 4,06           | 5,81 | 4,11          | 7,14 | 1,33           |
| 7 cm     | X              | Y    | X             | Y    |                |
| Fuente 1 | 1,79           | 3,69 | 1,27          | 4,27 | 0,77           |
| Fuente 2 | 4,01           | 1,55 | 4,06          | 1,57 | 0,06           |
| Fuente 3 | 6,28           | 3,67 | 6,60          | 4,29 | 0,70           |
| Fuente 4 | 4,04           | 5,97 | 4,04          | 6,91 | 0,94           |
| 8 cm     | X              | Y    | X             | Y    |                |
| Fuente 1 | 1,84           | 3,66 | 2,12          | 4,34 | 0,73           |
| Fuente 2 | 3,98           | 1,57 | 4,07          | 2,35 | 0,78           |
| Fuente 3 | 6,28           | 3,66 | 5,95          | 4,26 | 0,68           |
| Fuente 4 | 4,04           | 5,97 | 4,05          | 6,16 | 0,19           |

Con esta prueba podemos estimar la distancia óptima de imagen óptica y nuclear en la cual las desviaciones sean mínimas, además, nos sirven para establecer unos valores de referencia para evaluar la constancia en los controles periódicos del equipo.

#### CONCLUSIÓN

Se ha propuesto una prueba de constancia para el control de calidad periódico del co-registro entre la imagen óptica y nuclear de la gammacámara portátil Sentinella Horus.

## RESULTADOS PRELIMINARES DE DOSIMETRÍA SPECT/CT EN PACIENTES TRATADOS CON [177Lu]Lu-DOTA-TATE

Minguez Gabiña, P. (1); Martin Vezanzones, M. (1); Gallardo Rodríguez, N. (1); Espinosa Sola, J. M. (1)

(1) Hospital Universitario Cruces / Gurutzeta Unibertsitate Ospitalea

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA INDIVIDUALIZADA, [177Lu]Lu-DOTA-TATE

#### INTRODUCCIÓN

Generalmente, los tratamientos de radioterapia externa se realizan basados en una prescripción de dosis absorbida al tumor para conseguir un control tumoral y límites dosis absorbida para los órganos de riesgo para evitar toxicidades. Sin embargo, los tratamientos de tumores neuroendocrinos con [177Lu]Lu-DOTA-TATE se realizan administrando 4 ciclos de 7.4GBq separados entre 6 y 10 semanas. Esto puede resultar en un rango amplio de dosis absorbidas en las lesiones, que sumado a valores de dosis absorbidas a los riñones no optimizados, indicaría una falta de optimización de los tratamientos para un control tumoral. Es importante, por lo tanto, estudiar y analizar la evolución de las dosis absorbidas a lesiones y riñones a lo largo del tratamiento para en un futuro poder individualizar los tratamientos y basarlos en prescripciones de dosis absorbida.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han considerado las dosimetrías de 17 pacientes, tanto de riñones como de lesiones, del primer y cuarto ciclo del tratamiento de tumores neuroendocrinos con [177Lu]Lu-DOTA-TATE. En total se ha realizado dosimetría de 64 lesiones.

Para la dosimetría se han adquirido 3 imágenes SPECT/CT (1d, 3d y 7d post-administración) en una gammacámara Symbia Intevo Bold, que había sido previamente caracterizada para 177Lu con el coeficiente de calibración y los factores de recuperación.

Las imágenes se reconstruyeron por un método OS-EM y la dosimetría se realizó siguiendo el método MIRD analizando las imágenes en el programa ImageJ.





## RESULTADOS

En las tablas I y II se muestran respectivamente los valores de mediana (mínimo, primer cuartil, tercer cuartil y máximo) para ambos ciclos para la dosis absorbida, la masa, la actividad inicial y el semiperiodo efectivo de eliminación de las lesiones; y para la dosis absorbida y el semiperiodo efectivo de eliminación de los riñones

Para las lesiones se observa una disminución en la mediana de los valores de todas las variables. Las diferencias entre el primer y cuarto ciclo son significativas para la dosis absorbida, la actividad inicial, ( $p < 0.05$ ), pero no para el semiperiodo efectivo ni la masa ( $p > 0.05$ ).

Para los riñones se observa un aumento en la mediana de los valores de las dosis absorbidas y la mediana de los valores del semiperiodo efectivo no varía. No existen diferencias significativas en las dosis absorbidas, ni en el semiperiodo efectivo ( $p > 0.05$ ).

## DISCUSIÓN

El hecho de que las dosis absorbidas a las lesiones disminuyan significativamente del primer al cuarto ciclo, mientras que las dosis absorbidas a los riñones se mantengan podría asociarse a una correlación dosis-efecto, aunque se necesita aún analizar variables clínicas de los pacientes. Los resultados obtenidos están de acuerdo con los resultados del estudio de Roth et al [1], en el cual la disminución en la dosis absorbida de las lesiones se asocia a una posible fibrosis inducida por el tratamiento.

| Lesiones                          | 1 <sup>er</sup> ciclo                   | 4 <sup>o</sup> ciclo                    |
|-----------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|
| Dosis absorbida (Gy)              | 21.5 (3.4, 14.5, 29.2, 98.9)            | 13.7 (0.2, 7.9, 19.0, 44.7)             |
| Actividad inicial (MBq)           | 60.1 (3.3, 32.7, 186.8, 2198.0)         | 38.3 (2.3, 15.2, 83.5, 1290.0)          |
| Semiperiodo efectivo ( $h^{-1}$ ) | 0.0072 (0.0050, 0.0064, 0.0078, 0.0114) | 0.0070 (0.0052, 0.0060, 0.0080, 0.0121) |
| Masa (g)                          | 38 (6, 21, 99, 663)                     | 35 (6, 23, 68, 719)                     |

| Riñones                           | 1 <sup>er</sup> ciclo                   | 4 <sup>o</sup> ciclo                    |
|-----------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|
| Dosis absorbida (Gy)              | 2.7 (1.6, 2.3, 3.2, 4.1)                | 2.9 (1.9, 2.8, 3.8, 4.7)                |
| Semiperiodo efectivo ( $h^{-1}$ ) | 0.0130 (0.0081, 0.0115, 0.0140, 0.0153) | 0.0130 (0.0109, 0.0121, 0.0142, 0.0150) |

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> [1] ROTH, D., ET AL., DOSIMETRIC QUANTITIES IN NEUROENDOCRINE TUMORS OVER TREATMENT CYCLES WITH <sup>177</sup>Lu-DOTATATE. J NUCL MED, 2022. 63(3): 399-405

# MANIQUÍ CASERO DE VERIFICACIÓN PARA DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS CON [<sup>177</sup>Lu]Lu-DOTA-TATE

Mínguez Gabiña, P. (1); Martín Veganzones, M. (1); Gallardo Rodríguez, N. (1); Jauregui Monasterio, I. (2); del Amo Mateos, C. (2); Espinosa Sola, J. M. (1)

(1) Hospital Universitario Cruces / Gurutzeta Unibertsitate Ospitalea, (2) Biocruces Bizkaia Health Research Institute

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA VERIFICACIÓN, SPECT, IMPRESORA 3D

## INTRODUCCIÓN

En la dosimetría de pacientes basada en imágenes SPECT/CT es necesario realizar una serie de adquisiciones previas a la adquisición de las imágenes de los pacientes. Las adquisiciones básicas se realizan con un maniquí cilíndrico relleno de una solución uniforme del radionucleido para el cálculo del coeficiente de calibración que pase de tasa de cuentas a actividad; y un maniquí NEMA/IEC



de cuerpo con esferas para determinar los coeficientes de recuperación que permitan recuperar la actividad que en las imágenes SPECT sale fuera del correspondiente volumen debido al efecto de volumen parcial. Como validación de los resultados obtenidos con los dos maniquíes anteriormente mencionados se podría adquirir una imagen de un maniquí de verificación con volúmenes de interés de actividad conocida.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha diseñado un maniquí de verificación enfocado a pacientes tratados de tumores neuroendocrinos los cuales suelen presentar metástasis hepáticas (Figura). El maniquí — impreso con una impresora 3D a partir de resina Formlabs® — está compuesto de un inserto con forma de paralelepípedo rectangular de un volumen de 1500 mL que simula ser el hígado.

Dentro de este inserto pueden situarse esferas de diferentes volúmenes que simularían ser lesiones hepáticas, para este estudio de volúmenes 22.4 mL y 33.2 mL. Además, hay dos insertos con forma de esferoides prolatos de volúmenes aproximados de 150 mL que simularían ser los riñones. Todos los insertos se acomodan en la carcasa del maniquí NEMA IEC de cuerpo. Como primera prueba los insertos se rellenaron con diferentes actividades de  $^{99m}\text{Tc}$  (Tabla) y se adquirieron imágenes SPECT/CT en una gammacámara Siemens Symbia Intevo Bold y General Electric NM/CT 870 DR que fueron reconstruidas por un método OSEM.

## RESULTADOS

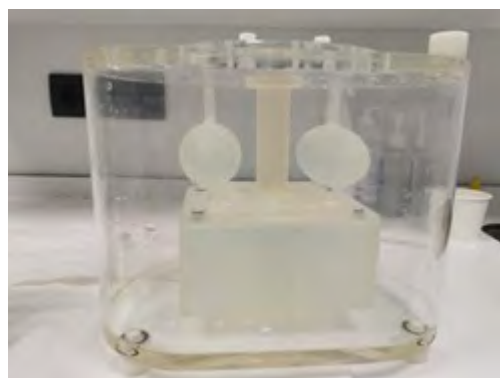
En la Tabla se muestran las diferencias en porcentaje respecto a los valores reales de las actividades de  $^{99m}\text{Tc}$  calculadas para las dos lesiones dentro en el hígado, para los dos riñones y la concentración de actividad hepática para las gammacámara Siemens Symbia Intevo Bold y GE NM/CT 870 DR. Los resultados de la validación resultan en diferencias  $< 1\%$  en la gammacámara Siemens y  $< 5\%$  en la gammacámara General Electric.

## DISCUSIÓN

Idealmente para la verificación de las medidas de calibración de la gammacámara para la dosimetría en tratamientos con tumores neuroendocrinos se utilizaría  $^{177}\text{Lu}$ . Dada la dificultad de conseguir dicho radionucleido para medidas de calibración y/o verificación, como primer test del maniquí diseñado se ha usado  $^{99m}\text{Tc}$  y se han obtenido diferencias razonables ( $< 5\%$ ) respecto a los valores reales.

## CONCLUSIONES

El maniquí casero impreso en 3D da unos resultados razonables para la verificación de las medidas de calibración para el caso de  $^{99m}\text{Tc}$ .



|                                                    | Siemens    | GE         |
|----------------------------------------------------|------------|------------|
|                                                    | Diferencia | Diferencia |
|                                                    | (%)        | (%)        |
| $A_{\text{Lesión } 22.4 \text{ mL}} (\text{MB q})$ | 0.2        | -4.4       |
| $A_{\text{Lesión } 33.2 \text{ mL}} (\text{MB q})$ | 0.9        | -4.8       |
| $A_{\text{Riñón } 1} (\text{MB q})$                | -0.0       | -1.6       |
| $A_{\text{Riñón } 2} (\text{MB q})$                | -0.2       | -2.2       |
| $[A]_{\text{Hígado}} (\text{MB q/mL})$             | 0.0        | 1.7        |



## CAMBIO EN LA FARMACOCINÉTICA EN CUERPO ENTERO A LO LARGO DEL TRATAMIENTO PARA PACIENTES TRATADOS CON [177Lu]Lu-DOTA-TATE

Montserrat Fuertes, T. (1); Santos Zorroza, B. (2); González Pose, A. (1); San José Olmedo, D. (1); Díaz Aviñó, C. (1); Hierro Rivero, A. (1); Peinado Montes, M. Á. (1); Mínguez Gabiña, P. (2)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias, (2) Universitario Gurutzeta/Cruces-Biocruces Bizkaia Health Research Institute

PALABRAS CLAVE: 177Lu-DOTATATE DOSIMETRÍA INTERNA FARMACOCINÉTICA

### INTRODUCCIÓN

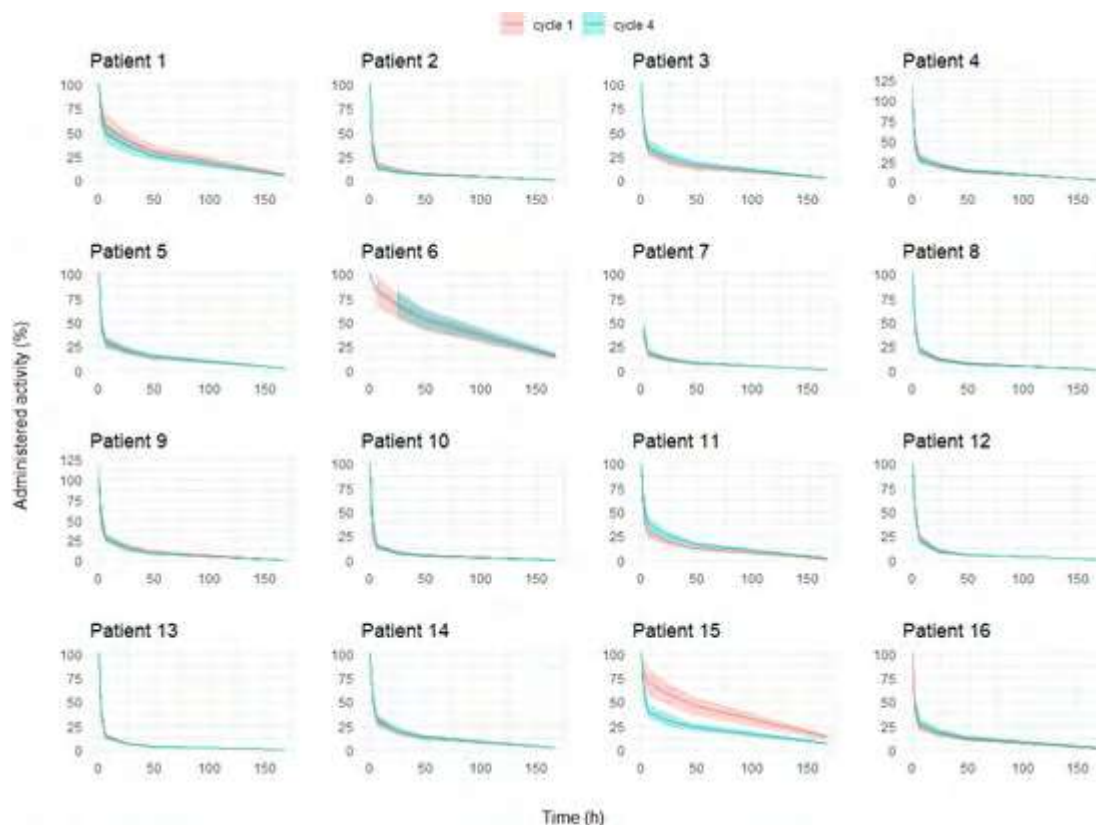
El tratamiento de tumores neuroendocrinos con [177Lu]Lu-DOTA-TATE consta de 4 ciclos, separados entre sí entre 6 y 10 semanas. En cada ciclo se administran al paciente 7.4 GBq de radiofármaco. Para calcular la dosis en cuerpo entero, y también para individualizar las normas de protección radiológica, es preciso conocer la curva actividad-tiempo en cuerpo completo. Para ello hay que realizar varias medidas de actividad en cuerpo entero del paciente a lo largo de la primera semana tras cada administración. Una forma de simplificar la toma de datos sería calcular la curva actividad-tiempo únicamente tras el primer ciclo de tratamiento, y después asumir ese mismo comportamiento para el resto de los ciclos. El objetivo de este estudio es comprobar si la farmacocinética se mantiene constante a lo largo del tratamiento para cada paciente.

### MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio participaron 16 pacientes (11 varones, 5 mujeres), con edades entre 31 y 79 años, tratados con [177Lu]Lu-DOTA-TATE en el Hospital Universitario Central de Asturias entre 2019 y 2022. Tras el primer y el cuarto ciclos de tratamiento se realizaron seis medidas de tasa de dosis a cuerpo entero a las 0h, 2h, 6h, 24h, 48h y 168h, aproximadamente, con una cámara de ionización Victoreen 450P. Las medidas y el cálculo de la actividad en cuerpo entero se realizaron siguiendo el procedimiento propuesto en [1]. Los seis puntos de medida se ajustaron por mínimos cuadrados a una curva biexponencial. A partir de las incertidumbres en la actividad administrada, en la tasa de dosis y en la distancia se calculó, por propagación de errores, la incertidumbre en la actividad a cuerpo completo. Para cada paciente, se compararon las curvas actividad-tiempo obtenidas en el primer y cuarto ciclos de tratamiento.

### RESULTADOS

En la FIGURA 1 se muestra la comparativa entre primer y cuarto ciclo de las curvas actividad-tiempo para los 16 pacientes del estudio. La incertidumbre en la actividad en cuerpo entero se estimó en un 20%. Se observa que en 15 de los 16 pacientes (94%) las curvas se superponen dentro de las incertidumbres.



## CONCLUSIONES

En la mayoría de los casos (94%) se puede asumir una farmacocinética invariable a lo largo de los cuatro ciclos de tratamiento con [177Lu]Lu-DOTA-TATE. No obstante, sería recomendable confirmar esta suposición para cada paciente y ciclo realizando, al menos, la medida de actividad a las 6 h tras la administración.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> HINDORF C, GLATTING G, CHIESA C, LINDÉN O, FLUX G. EANM DOSIMETRY COMMITTEE GUIDELINES FOR BONE MARROW AND WHOLE-BODY DOSIMETRY. EUR J NUCL MED MOL IMAGING. 2010;37:1238–50

# INDIVIDUALIZACIÓN DE LAS NORMAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA LOS PACIENTES TRATADOS CON [177LU]LU-DOTA-TATE

Monserrat Fuertes, T. (1); González Pose, A. (1); San José Olmedo, D. (1); Díaz Aviñó, C. (1); Hierro Rivero, A. (1); Peinado Montes, M. Á. (1); Mínguez Gabiña, P. (2)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias, (2) Hospital Universitario Gurutzeta/Cruces–Biocruces Bizkaia Health Research Institute

PALABRAS CLAVE: 177LU-DOTATATE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA INDIVIDUALIZACIÓN

## INTRODUCCIÓN

Tras el tratamiento con [177Lu]Lu-DOTA-TATE, a los pacientes se les dan unas recomendaciones de protección radiológica para limitar la dosis recibida por familiares y público. Los períodos de restricciones durante los cuales el paciente debe seguir estas recomendaciones dependerán principalmente del periodo efectivo de decaimiento del radioisótopo y de sus condiciones personales. La actividad en cuerpo entero de los pacientes sigue un comportamiento biexponencial. En el momento del alta, a las 24 horas de la administración en nuestro hospital, sólo se conoce la primera parte de la curva actividad-tiempo. Sin embargo, para individualizar el tiempo de restricciones se debe conocer la segunda fase de la biexponencial, que nos da información de la cinética del radiofármaco durante el tiempo en que el paciente va a estar en contacto con familiares y público. El objetivo principal



de este estudio es establecer un método simple para calcular los períodos de restricciones en función únicamente de las medidas realizadas antes del alta médica.

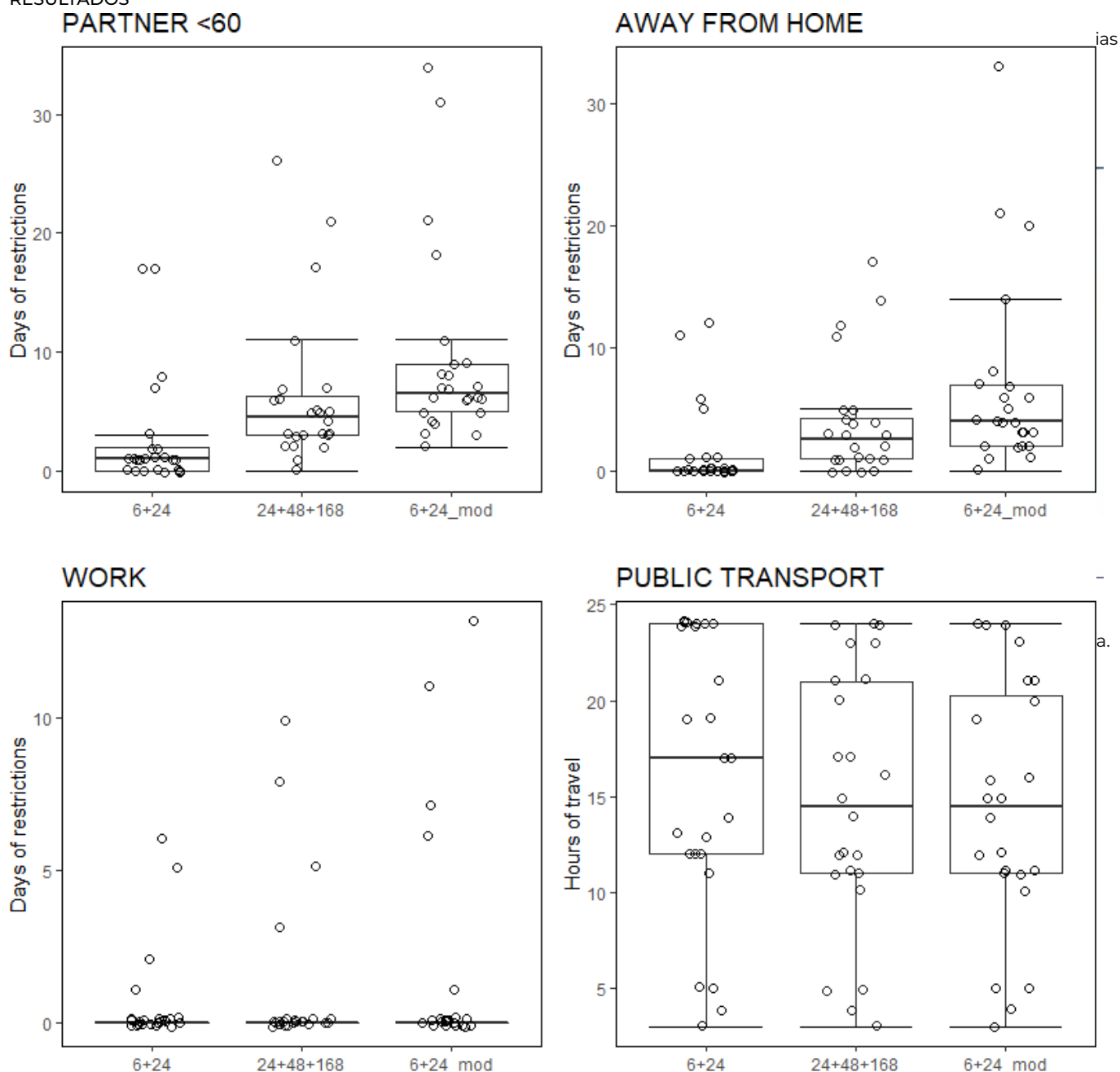
## MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron datos de 24 pacientes tratados con 7.4 GBq de  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTA-TATE}$  tras un ciclo de tratamiento. Se estimó la actividad remanente en cuerpo completo a partir de medidas de tasa de dosis con una cámara de ionización Victoreen 450P, siguiendo la metodología propuesta en [1]. Se realizaron medidas a las 0h, 6h, 24h, 48h y 168h tras la administración, aproximadamente. Para cada paciente, se hicieron dos ajustes monoexponenciales: uno con los datos de 6h y 24h, del que se obtuvo el tiempo de decaimiento efectivo  $T_{\text{eff}}^{6,24}$  (el que se puede obtener antes del alta médica), y otro con los datos de 24h, 48h y 168h, del que se obtuvo el tiempo de decaimiento efectivo  $T_{\text{eff}}^{24,48,168}$  (el que representa la segunda fase de la biexponencial, necesaria para calcular las recomendaciones al paciente).

Se calculó la diferencia entre  $T_{\text{eff}}^{24,48,168}$  y  $T_{\text{eff}}^{6,24}$  para cada paciente. Se propone el percentil 95 de estas diferencias como factor de corrección a sumar a  $T_{\text{eff}}^{6,24}$  para calcular  $T_{\text{eff.mod}}^{6,24}$ , con el que calcular los períodos de restricciones individualizados.

Se diseñó una hoja Excel para generar, a partir de las medidas y de las condiciones personales de cada paciente, una ficha individualizada con las recomendaciones de protección radiológica. Las recomendaciones se basaron en las propuestas en el Report 63 de la IAEA [2].

## RESULTADOS







## CONCLUSIONES

El método propuesto permite calcular las normas de protección radiológica a los pacientes tratados con  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTA-TATE}$  antes del alta médica, de manera conservadora e individualizada.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> HINDORF C, GLATTING G, CHIESA C, LINDÉN O, FLUX G. EANM DOSIMETRY COMMITTEE GUIDELINES FOR BONE MARROW AND WHOLE-BODY DOSIMETRY. EUR J NUCL MED MOL IMAGING. 2010;37:1238–50
- <sup>2</sup> SAFETY REPORT SERIES NO. 63. RELEASE OF PATIENTS AFTER RADIONUCLIDE THERAPY [INTERNET]. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2017. AVAILABLE FROM: [HTTPS://WWW.IAEA.ORG/PUBLICATIONS/8179/RELEASE-OF-PATIENTS-AFTER-RADIONUCLIDE-THERAPY](https://www.iaea.org/publications/8179/RELEASE-OF-PATIENTS-AFTER-RADIONUCLIDE-THERAPY)

# ESTUDIO DOSIMÉTRICO DEL PROCEDIMIENTO DE MARCAJE DEL GANGLIO CENTINELA CON SEMILLAS DE I-125

Lozano Martínez, F. R. (1); Martínez Gómez, L. C. (1); Rot San Juan, M. J. (1); Gilarranz Moreno, R. (1)  
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

## INTRODUCCIÓN

En este trabajo, presentamos un estudio dosimétrico de las pacientes sometidas al procedimiento del marcaje del ganglio centinela de mama con semillas radiactivas de I-125. El trabajo analiza los datos de un total de 26 pacientes sometidas a este procedimiento. Para el análisis dosimétrico se ha empleado una metodología sencilla, publicada en el congreso online de Oviedo 2021, adaptando el TG-43.

## MATERIAL Y MÉTODO

Para este estudio se han recopilado los datos de 26 pacientes sometidos al procedimiento del marcaje del ganglio centinela con semillas radiactivas de I-125 entre diciembre de 2020 y diciembre de 2022. La mayoría de ellos únicamente tuvieron el implante colocado 1 día.

Para el cálculo de la dosis se ha empleado la metodología expuesta en el TG-43, en la cual la tasa de dosis viene dada por:

$$\dot{D}(r) = S_k / \Delta \cdot \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r_0, \theta_0)} g_L(r) / \phi_{ang}(r)$$

donde  $G_L$ ,  $g_L$  y  $\phi_{ang}$  son funciones geométricas. Para aplicar esta metodología se han utilizado los datos técnicos de las fuentes publicados por la asociación europea de radioterapia y oncología (ESTRO,  $S_k = 0.0358 \text{ U/MBq}$  y  $\Delta = 1.018 \text{ cGy/hU}$ ). Al aplicar la expresión (1) obtenemos una distribución de tasa dosis radial desde la fuente, para este trabajo hemos considerado un punto situado a 1 cm desde la fuente para presentar los datos dosimétricos.

Para convertir la tasa de dosis en dosis acumulada ( $D_{acu}$ ) en el punto en cuestión, únicamente hemos integrado la actividad desde el momento de su implante hasta el momento de su retirada,  $A_{int}$  y multiplicado esta por la tasa de dosis de la expresión (1).

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos muestran como la dosis acumulada ( $D_{acu}$ ) en este procedimiento es una dosis no despreciable, como podemos ver en la figura (1), donde se muestra la dosis absorbida a 1 cm de distancia de la fuente en función de la actividad acumulada  $A_{int}$  de los 26 pacientes.

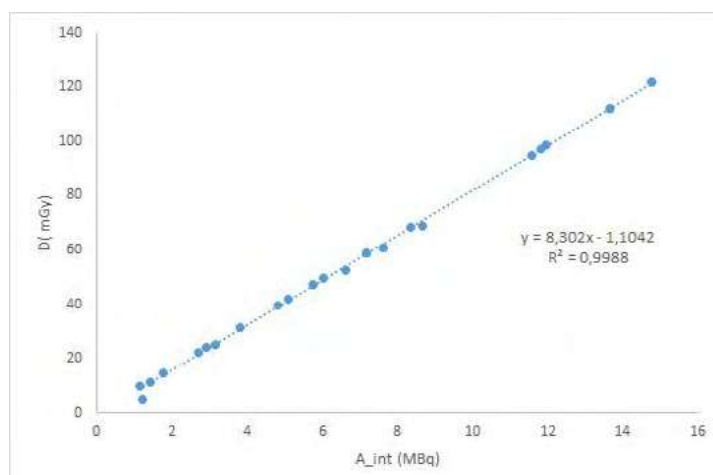


FIGURA 1: Dosis absorbida a 1 cm de distancia en función de la actividad acumulada Aint.

La pendiente de la recta de ajuste, nos indica el valor de dosis absorbida a un 1 cm por cada MBq de actividad acumulada debida a la semilla implantada, en este caso tenemos un valor de 8.302 mGy/MBq.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En base a los datos obtenidos con este estudio de pacientes, podemos ver como las dosis recibidas en un entorno cercano al centímetro no son dosis despreciables. Además, este valor crece con la actividad inicial de la semilla implantada, y con el tiempo que pase la misma implantada. Por ello es de vital importancia que esta pase el menor tiempo posible en la paciente y que posea la actividad mínima imprescindible para ser útil en el procedimiento.

Por tanto la dosis de estos procedimientos debería ser vigilada y tenida en cuenta ya que sus valores son comparables a pruebas de altas dosis como por ejemplo en procedimientos de radiología intervencionista.

# DOSIMETRÍA PERSONALIZADA EN EL TRATAMIENTO DE <sup>177</sup>Lu-DOTATATE/DOTATOC CON UNA ÚNICA MEDIDA AL PACIENTE. ANÁLISIS TEÓRICO-PRÁCTICO DE LA PROPUESTA DE HÄNSCHEID ET AL. CON PACIENTES DEL HUP LA FE DE VALENCIA

Bataller Martí, A. (1); Marín, A. C. (2); Vázquez Martínez, M. D. L. M. (2); Cañon Sanchez, J. R. (2); Prado Wohlwend, S. (2); Bello Arques, P. (2); Torres Espallardo, I. (2)

(1) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón, (2) Hospital Universitario y Politécnico La Fe

PALABRAS CLAVE: MEDICINA NUCLEAR, DOSIMETRÍA, LUTECIO, DOTATATE, DOTATOC, <sup>177</sup>Lu

## INTRODUCCIÓN

Según el Real Decreto 601/2019, en los tratamientos de medicina nuclear debe evaluarse la dosis administrada al paciente y constar en su informe dosimétrico. Para realizar la dosimetría en el tratamiento de <sup>177</sup>Lu-DOTATATE/DOTATOC, múltiples autores proponen realizar varias exploraciones en una gammacámara tras la administración del radiofármaco con el fin de estimar su tiempo medio efectivo ( $T_{ef}$ ) en distintos órganos y lesiones, para así cuantificar la dosis en estos. Hänscheid et al. proponen la posibilidad de estimar la dosis con una única medida tras 96 h de la administración del radiofármaco.

Este trabajo aplica la forma propuesta por Hänscheid et al. y analiza su validez con los pacientes del HUP La Fe de Valencia.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La dosis en órganos y lesiones por un radiofármaco es, suponiendo un comportamiento monoexponencial,

$$D = \int_0^{t_1} A(t) \cdot S \cdot dt = A(t_1) \cdot S \cdot \frac{2^{t_1/T_{ef}} - 1}{\ln(2)}$$
 Siendo  $t_1$  el tiempo transcurrido desde la inyección hasta medir la actividad A y S un factor de conversión de actividad a tasa de dosis.



Si únicamente realizamos una medida de la actividad en el paciente, no podemos conocer el  $T_{ef}$  del radiofármaco en órganos y lesiones. Hänscheid et al. proponen la aproximación  $\frac{2 \cdot t_1}{T_{ef}} \approx 2$  con el fin de no necesitar conocer el valor del  $T_{ef}$ . Esta aproximación es válida con hasta un 10% de diferencia para la relación de valores entre  $t_1$  y  $T_{ef}$  mostrada en la figura 1. Hänscheid et al. estudiaron el  $T_{ef}$  del radiofármaco en distintos órganos y lesiones, obteniendo un rango de  $T_{ef}$  de [40, 68] h en riñones y de [56, 130] h en lesiones. Realizando la medida a las 96 h, la aproximación tiene una diferencia máxima de un 10% en el rango de valores para  $T_{ef}$  de [38, 128] h; coincidiendo con el rango de valores del  $T_{ef}$  del radiofármaco en órganos y lesiones medido por Hänscheid et al.

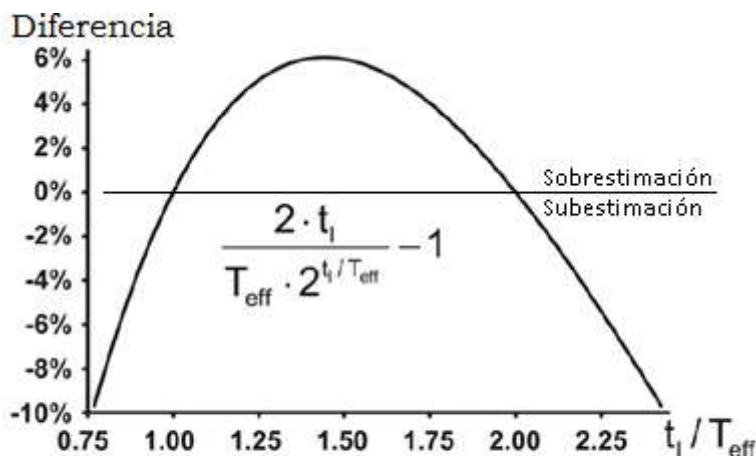


Figura 1. Diferencia relativa (%) en el cálculo de dosis al utilizar la aproximación (en el numerador) respecto de utilizar el término sin aproximar (en el denominador) que tiene en cuenta el tiempo medio efectivo.

Se ha estimado el  $T_{ef}$  del radiofármaco en 24 riñones y 17 lesiones de 13 pacientes del HUP La Fe. Esta estimación supone un comportamiento monoexponencial y se ha realizado con 3 medidas a los pacientes; la primera a las pocas horas de la inyección del radiofármaco, la segunda a las 24 horas y la tercera a los 3, 4, 5 ó 6 días.

## RESULTADOS

La tabla 1 presenta la diferencia teórica al usar la aproximación propuesta con un valor para  $t_1$  de 96 h. Muestra la subestimación o sobrestimación en el cálculo de dosis al utilizar el método propuesto por Hänscheid et al.



|                | $T_{\text{riñón}}$ | Diferencia | $T_{\text{lesión}}$ | Diferencia |  |
|----------------|--------------------|------------|---------------------|------------|--|
|                | 37,6               | -13,0%     | 50,0                | 1,5%       |  |
|                | 39,5               | -9,8%      | 60,5                | 5,6%       |  |
| Subestimación  | 40,3               | -8,5%      | 61,0                | 5,7%       |  |
|                | 41,9               | -6,4%      | 61,1                | 5,8%       |  |
|                | 46,6               | -1,2%      | 63,2                | 6,0%       |  |
|                | 49,7               | 1,3%       | 64,0                | 6,1%       |  |
|                | 50,3               | 1,7%       | 70,0                | 6,0%       |  |
|                | 50,7               | 2,0%       | 70,2                | 6,0%       |  |
|                | 51,6               | 2,5%       | 71,9                | 5,8%       |  |
|                | 51,7               | 2,5%       | 72,8                | 5,7%       |  |
|                | 52,8               | 3,1%       | 77,1                | 5,1%       |  |
|                | 53,0               | 3,2%       | 80,7                | 4,3%       |  |
|                | 54,1               | 3,7%       | 80,7                | 4,3%       |  |
|                | 57,9               | 5,1%       | 83,2                | 3,7%       |  |
|                | 57,9               | 5,1%       | 101,3               | -1,7%      |  |
|                | 59,2               | 5,4%       | 123,6               | -9,3%      |  |
|                | 59,6               | 5,5%       | 133,9               | -12,8%     |  |
| Sobrestimación | 60,5               | 5,7%       |                     |            |  |
|                | 60,6               | 5,7%       |                     |            |  |
|                | 66,0               | 6,1%       |                     |            |  |
|                | 66,8               | 6,1%       |                     |            |  |
|                | 73,2               | 5,7%       |                     |            |  |
|                | 76,2               | 5,2%       |                     |            |  |
|                | 76,6               | 5,1%       |                     |            |  |

Tabla 1. Tiempos medios efectivos calculados mediante 3 medidas para los 24 riñones (izquierda) y para las 17 lesiones (derecha). La columna *Diferencia* proporciona la diferencia relativa que obtendríamos al utilizar la aproximación propuesta por Hånscheid si midiésemos a las 96 h. A la izquierda y derecha se señala si con esta aproximación se realizaría una sobre o subestimación de la dosis en riñón y lesión.

## DISCUSIÓN

Se observa como, para todos los riñones y lesiones, usar la aproximación para el cálculo de la dosis depositada supone unas diferencias máximas del 13 %, siendo muy inferior en la gran mayoría de casos.

## CONCLUSIONES

Se presenta un método alternativo para realizar dosimetría apoyado por la teoría. Las dosis absorbidas por distintos órganos y lesiones pueden estimarse con una incertidumbre añadida razonable con una sola medida 4 días después de la administración del radiofármaco, disminuyendo drásticamente la carga de trabajo y el tiempo de máquina empleado. Este método no consigue reducir las visitas del paciente al hospital.

## REFERENCIAS

- HÄNSCHEID ET AL. DOSE MAPPING AFTER ENDORADIOTHERAPY WITH  $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATE/DOTATOC BY A SINGLE MEASUREMENT AFTER 4 DAYS. THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE, VOL. 59, No. 1, JANUARY 2018.



## DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PÁNCREAS MEDIANTE EL IMPLANTE DE MICROPARTÍCULAS DE P-32

Béjar Navarro, M. J. (1); Retorta Fernández, P. (2); Chillida Rey, R. (1); Williamson Puente, S. (1); Galiano Fernández, P. (1); Prieto Morán, D. (1); García Fuentes, J. D. (1); Sevillano Martínez, D. (1); Cámara Gallego, M. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Capuz Suárez, B. (1); Moris Pablos, R. (1); García Vicente, F. (1)

(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal, (2) Hospital Clínico San Carlos

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, MEDICINA NUCLEAR, CÁNCER DE PÁNCREAS, P-32

### INTRODUCCIÓN

La Directiva 2013/59 Euratom<sup>(1)</sup> establece que para todas las exposiciones médicas de personas debidas a procedimientos radioterapéuticos (incluidos las de medicina nuclear), las exposiciones del volumen blanco se planificarán individualmente. Cada día surgen nuevas estrategias terapéuticas con radiofármacos que requieren de una dosimetría por parte de los radiofísicos para cuya realización no siempre se dispone de soluciones comerciales. Ante esta situación debemos diseñar metodologías que den respuesta a este requerimiento legal. En este trabajo se explica el protocolo para el cálculo de la dosis en tratamientos de cáncer de páncreas con micropartículas de <sup>32</sup>P (Oncosil<sup>TM</sup>) y se exponen los resultados para los pacientes tratados hasta la fecha.

### MATERIAL Y MÉTODOS

El cálculo de la dosis administrada a cada paciente supone conocer la energía total depositada en la masa de volumen tumoral. Para ello, debemos conocer el volumen tumoral mediante un estudio de imagen y la densidad del páncreas (1.05g/cm<sup>3</sup>). La energía total depositada en el tumor será el producto de la energía promedio de cada partícula emitida por el <sup>32</sup>P (695 keV)(2) y el número total de emisiones en el volumen inyectado, el cual se calcula integrando la expresión de variación de la actividad con el tiempo desde el momento de la inyección hasta tiempo infinito, dado que el implante de micropartículas de <sup>32</sup>P es permanente.

El volumen de Oncosil<sup>TM</sup> a administrar debería ser igual al 8% del volumen tumoral para impartir una dosis de 100 Gy. La actividad a inyectar se calcula sabiendo que la concentración final de micropartículas de <sup>32</sup>P requerida para administrar la dosis prescrita(3) debería ser 6.6 MBq/ml.

Posteriormente al implante se realizó un estudio de SPECT-CT para detectar la radiación de bremsstrahlung emitida por el <sup>32</sup>P y así poder evaluar la distribución intratumoral y cualquier potencial distribución extratumoral del radiofármaco.

### RESULTADOS

Hasta la fecha se han realizado tres implantes. En todos los casos se realizó una única inyección en el centro del volumen tumoral. Los resultados en cuanto a volúmenes tumorales, actividades inyectadas y dosis impartidas se muestran en la TABLA 1:

TABLA 1: Resultados dosimétricos de los 3 pacientes a los que se les ha realizado tratamiento de cáncer de páncreas con <sup>32</sup>P.

Los estudios de SPECT-CT realizados tras el implante de las micropartículas de <sup>32</sup>P en el páncreas confirmaron la deposición local de la radiactividad en el tumor pancreático. En la fig 1 se muestran las imágenes del estudio de SPECT-CT de bremsstrahlung realizado a uno de los pacientes tras el implante.

Fig 1: Imágenes del estudio realizado a uno de los pacientes tras el implante que confirman la deposición de las micropartículas de <sup>32</sup>P dentro del páncreas.

### DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

A la espera de poder adquirir sistemas de cálculo que nos permitan realizar una dosimetría a nivel de vóxel para este tipo de tratamientos, se ha desarrollado una metodología sencilla y factible que nos permite conocer la dosis promedio impartida dentro del volumen tumoral dando cumplimiento a los requisitos establecidos en la Directiva 2013/59 Euratom.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO DE 5 DE DICIEMBRE DE 2013

<sup>2</sup> RADIONUCLIDE AND RADIATION PROTECTION DATA HANDBOOK 2002 (RADIATION PROTECTION DOSIMETRY, VOL. 98 N° 1, 2002.

<sup>3</sup> TOWARD PERSONALIZED DOSIMETRY WITH <sup>32</sup>P MICROPARTICLE THERAPY FOR ADVANCED PANCREATIC CANCER. GHOLAMI ET AL. RADIATION ONCOLOGY INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY BIOLOGY PHYSICS, VOL 99, N° 4, 2017.





# COMPARACIÓN ENTRE LA DOSIS ESTIMADA EN SPECT/TC Y OBTENIDA EN PET/TC EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON Y-90 EN MIMVISTA

García, D. (I); Martínez, M. (I); Yang, G. (I); Ferrer, C. (I); Huertas, C. (I); Sánchez, R. (I); Plaza, R. (I); De La Monja, P. (I); Mínguez, C. (I); Sánchez, F. (I); Martínez, J. (I); Sáez, M. (I)

(I) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA, PET/TC, MIMVISTA

## INTRODUCCIÓN

La dosimetría personalizada en los tratamientos de radioembolización hepática con microesferas de Y-90 es fundamental para

|                           |                        | SPECT/TC                   |                            |                            |                            | PET       |
|---------------------------|------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|-----------|
| Reconstrucción            |                        | 1                          | 2                          | 3                          | 4                          | 1         |
| Básico                    | Algoritmo              | OSFM                       | OSFM                       | OSFM                       | OSFM                       | PSF + TOF |
|                           | Iteracciones           | 10                         | 15                         | 15                         | 15                         | 3         |
|                           | Subconjuntos           | 10                         | 15                         | 15                         | 15                         | 5         |
|                           | Filtro 3D              | No                         | No                         | Gaussiano 7mm              | No                         | -         |
| Corrección por atenuación | Método                 | CI                         | CI                         | CI                         | CI                         | CI        |
| Corrección por scatter    | Ventana                | Inferior:<br>(114-126) Kev | Inferior:<br>(114-126) Kev | Inferior:<br>(114-126) Kev | Inferior:<br>(114-126) Kev | -         |
|                           | Filtro                 | No                         | No                         | Gaussiano 7 mm             | No                         | -         |
|                           | Tumor                  |                            |                            |                            |                            |           |
|                           | Dif.Dosis relativa (%) | Desviación estándar (%)    | Dif.Dosis sbdoluta (Gy)    |                            | Desviación estandar (Gy)   |           |
| Reconstrucción 1          | -25,46                 | 44,20                      | -58,16                     |                            | 125,05                     |           |
| Reconstrucción 2          | -24,47                 | 43,64                      | -56,37                     |                            | 127,88                     |           |
| Reconstrucción 3          | -23,65                 | 43,77                      | -52,37                     |                            | 118,17                     |           |
| Reconstrucción 4          | -16,43                 | 39,35                      | -35,42                     |                            | 96,76                      |           |
|                           | Parénquima             |                            |                            |                            |                            |           |
| Reconstrucción 1          | 2,04                   | 48,37                      | 1,55                       |                            | 16,62                      |           |
| Reconstrucción 2          | 3,07                   | 52,17                      | 2,24                       |                            | 18,67                      |           |
| Reconstrucción 3          | -1,68                  | 48,37                      | 0,46                       |                            | 16,28                      |           |
| Reconstrucción 4          | -11,40                 | 47,24                      | -2,29                      |                            | 15,56                      |           |
|                           | Pulmones               |                            |                            |                            |                            |           |
| Todas                     | -263,81                | 308,87                     | -4,39                      |                            | 4,79                       |           |

TABLA 2.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Las diferencias entre las 3 primeras reconstrucciones son consistentes al encontrarse dentro de la incertidumbre por el contorno. Sin embargo, si se encuentra una diferencia reseñable en la reconstrucción 4, que no utiliza la corrección resolution recovery, la cual provoca un aumento de concentración en la imagen SPECT.

En el cálculo no se ha tenido en cuenta la actividad residual en la inyección, que al estar en torno al 10 % disminuiría las diferencias entre la imagen SPECT y PET. Tampoco se han tenido en cuenta los coeficientes de recuperación, aunque solo 2 de 14 volúmenes evaluados son menores de 30 ml.

Aunque la sobreestimación de la dosis obtenida en los pulmones por la imagen planar respecto a la imagen PET es bien conocida, se decidió obtener el shunt de esta manera al obtenerse en ciertos casos una gran sobrestimación al realizarse a partir de los datos 3D de la imagen SPECT, debido a la realización del TC sin control respiratorio.

Por último, la gran variabilidad de resultados entre pacientes muestra la existencia de parámetros no tenidos en cuenta (p.ej. diferencia de biodistribución entre TC-99m MAA y Y-90 o heterogeneidades anatómicas del tumor) y la necesidad de ahondar más en cómo afectan en este procedimiento.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> DEZARN WA, CESSNA JT, DeWERD LA, FENG W, GATES VL, HALAMA J, ET AL. RECOMMENDATIONS OF THE AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE ON DOSIMETRY, IMAGING, AND QUALITY ASSURANCE PROCEDURES FOR <sup>90</sup>Y MICROSPHERE BRACHYTHERAPY IN THE TREATMENT OF HEPATIC MALIGNANCIES: AAPM RECOMMENDATIONS <sup>90</sup>Y MICROSPHERE BRACHYTHERAPY. MED PHYS. 2011;38(8):4824–45. [HTTP://DX.DOI.ORG/10.1118/1.3608909](http://dx.doi.org/10.1118/1.3608909)

# EXACTITUD EN LA ACTIVIDAD DE <sup>90</sup>Y EN PET/TC. ACUMULACIÓN EN FRONTERA Y UTILIZACIÓN DE THRESHOLD

García, D. (1); Yang, G. (1); Martínez, M. (1); Ferrer, C. (1); Huertas, C. (1); Sánchez, R. (1); Aznar, A. (1); Gómez, L. (1); Serrano, A. (1); García, A. (1); Herrero, P. (1); Príncipe, L. (1); Sáez, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: CÁLCULO DE CONCENTRACIÓN, PET/TC, HETEROGENEIDAD, FRONTERA, THRESHOLD

## INTRODUCCIÓN

La exactitud en la medida de la concentración de actividad (Cact) en imágenes DICOM es la base del cálculo de dosis en los tratamientos de radioembolización hepática con <sup>90</sup>Y. Este cálculo posee multitud de incertidumbres (movimiento intrafracción (diferente para TC y PET), resolución espacial, método de segmentación, reconstrucción de imagen, entre otras).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizan imágenes de 15 minutos en PET/TC Siemens Biography Vision 450 de 3 objetos con Cact conocida (medida en activímetro) de <sup>90</sup>-Y Citrato y una reconstrucción PSF+TOF (4i 5ss):

- Un vial de 460.88 MBq/ml.
- Un maniquí NEMA IEC PET sin inserto de pulmón y sin fondo, con esferas de 27.39 MBq/ml.
- Un maniquí NEMA IEC PET sin esferas y sin fondo, con inserto de 7.24 MBq/ml.

Se adquieren 10 imágenes de los maniqués en días sucesivos. A partir de la primera medida, el radionucleido se sedimenta en inserto (fig.1) y esferas.

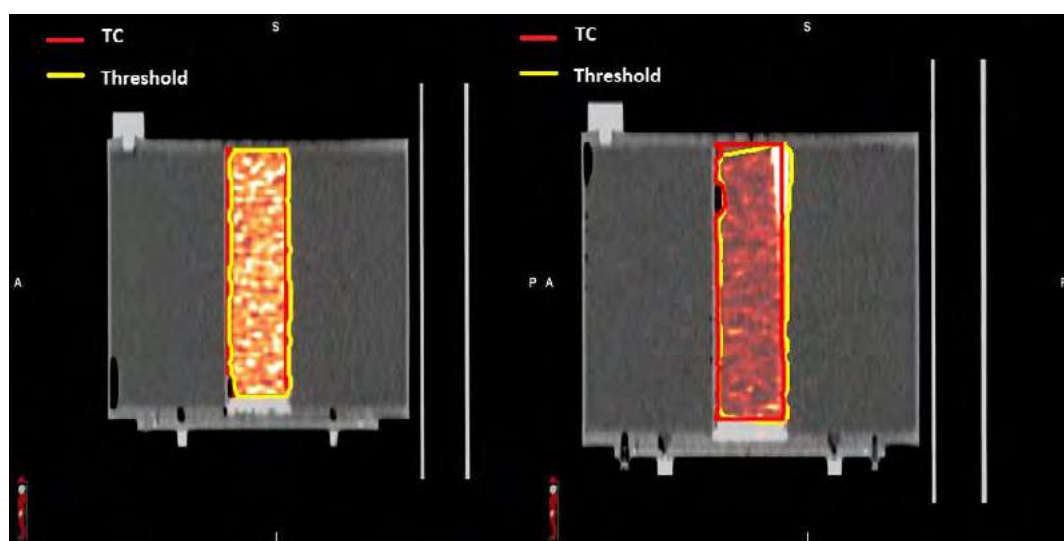


Fig.1 Inserto el día 1 (homogénea) y día 3 (heterogénea).

Las imágenes son analizadas en el software MIMvista obteniéndose:

- Cact (MBq/ml) del vial, inserto y esferas contorneadas sobre el TC (VTC) y con un volumen ajustando el threshold (suavizado medio) hasta obtener el volumen teórico (VPET).



- Cact (MBq/ml) de un volumen auxiliar para evaluar la actividad en la frontera.

$$Vol.auxiliar = Vol.original - (Anillo / interior / de / 2,5 / mm / , / bigcap / , Threshold / , hasta / , vol.anillo)$$

## RESULTADOS

En la medida homogénea del inserto se encuentra una desviación en la Cact respecto a la teórica del +0,46% para el VTC y del +1,33% para el VPET y en las medidas heterogéneas del -14,17% (-20,48% – 5,78%) para VTC y del -0,33% (-2,90% – 2,33%) para VPET. Se obtienen en los VTC un coeficiente de correlación de 0,95 entre la desviación de Cact y el índice (fig.2).

$$\frac{C_{act} Vol.original}{C_{act} Vol.auxiliar}$$

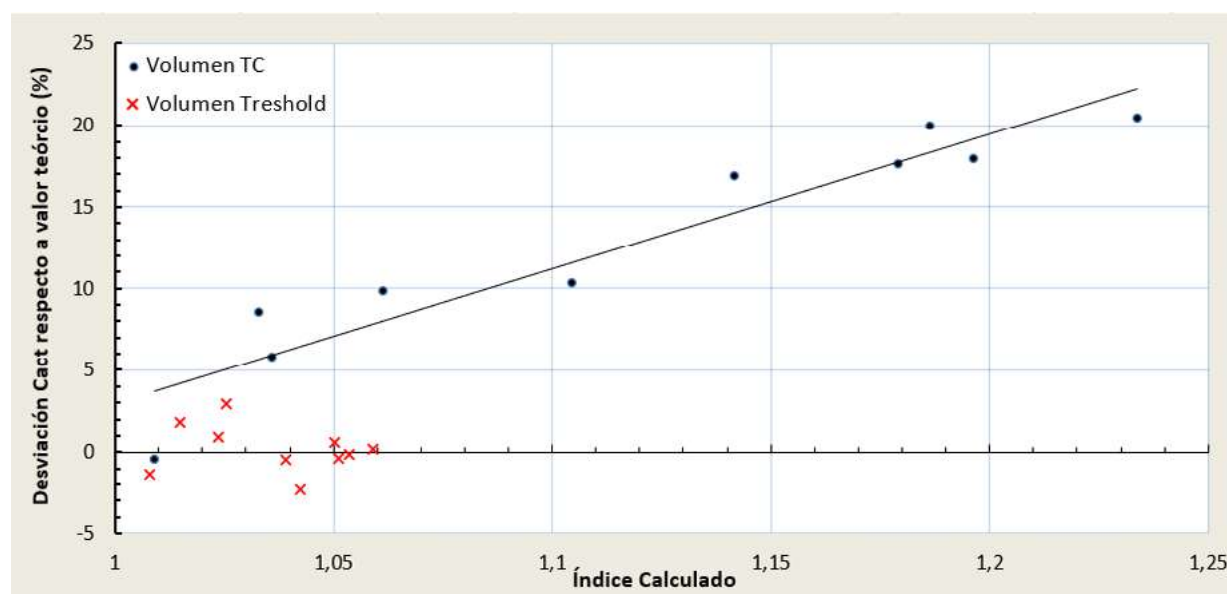


Fig.2

Se obtienen los siguientes coeficientes de recuperación para 8,7 ml:

$$\left( CR = \frac{C_{act} Vol.original}{C_{act} Vol.auxiliar} \right)$$

- Un CR con el VTC de las esferas en la medida homogénea de 0,78 y una desviación de la Cact (respecto a la teórica) al aplicarlo sobre el VTC del vial de -0,48%.
- Un CR de 0,86 con los VPET de las esferas en las 9 medidas heterogéneas y una desviación de la Cact de -5,08% al aplicarlo sobre el VPET del vial.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La pérdida de concentración en el inserto parece estar relacionada con su acumulación en la frontera. Esto, al igual que los efectos de volumen parcial, es debido a la resolución espacial, pero pueden encontrarse en volúmenes grandes y heterogéneos.

Este efecto se minimiza con la utilización de threshold hasta obtener el volumen teórico y podría pensarse que ocurra a nivel clínico dada la heterogeneidad de la actividad en los tratamientos de radioembolización.

Se encuentran CR obtenidos con los V en volumen homogéneo (0,78) similares a los CR en otros estudios (0,81)<sup>1</sup> e inferiores con los VPET en los volúmenes heterogéneos (0,86 (0,81 – 0,89)).

La utilización de threshold no evita la necesidad de CR pero se necesitaría un estudio más profundo para evaluar cómo se deben obtener los CR de volúmenes contorneados con threshold.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> KUNNEN, B., BEIJST, C., LAM, M.G.E.H. ET AL. COMPARISON OF THE BIOGRAPH VISION AND BIOGRAPH MCT FOR QUANTITATIVE 90Y PET/CT IMAGING FOR RADIOEMBOLISATION. EJNMMI PHYS 7, 14 (2020). [HTTPS://DOI.ORG/10.1186/S40658-020-0283-6](https://doi.org/10.1186/s40658-020-0283-6)



## DOSIMETRÍA INTERNA EN PACIENTES HIPERTIROIDEOS TRATADOS CON I-131

Ruiz Manrique, C. (1); Pérez González, M. A. (1); Fernández Benítez, M. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Bodineau Gil, C. (1); Cenizo de Castro, E. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

### INTRODUCCIÓN

Los pacientes de hipertiroidismo son tratados mediante la administración oral de  $^{131}\text{I}$  con actividades entre 370 y 1100 MBq. El objetivo principal de este trabajo es estimar la dosis captada por el tiroides en dicho proceso.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para calcular la dosis administrada en el tiroides de un paciente hipertiroides mediante una imagen planar se requiere de:

Estimación de la masa captante del tiroides.

Se administra al paciente 120 MBq de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  y a los 20 min se adquieren imágenes con los siguientes parámetros: colimadores de baja energía

matriz 256x256 ventana 20%

tiempo adquisición 300 s

Se utiliza un modelo matemático que determina la masa captante a partir del área  $AP^{(2)}$ , que supone que todos los tiroides son aproximadamente iguales en forma.

$$m_T = 0,35/c \cdot (area AP)^{3/2}$$

Calibración de la gammacámara para  $^{131}\text{I}$ .

Se realiza mediante el método de la imagen única<sup>(1)</sup>, con el maniquí descrito en la figura 1 y adquiriendo imágenes

con los siguientes parámetros:

40 MBq ( $A_0$ ) de  $^{131}\text{I}$  disolución en placa de Petri colimadores de alta energía

matriz 256x256

ventana 20%

tiempo adquisición 600 s

Se determina el coeficiente de calibración K (MBq/cps).

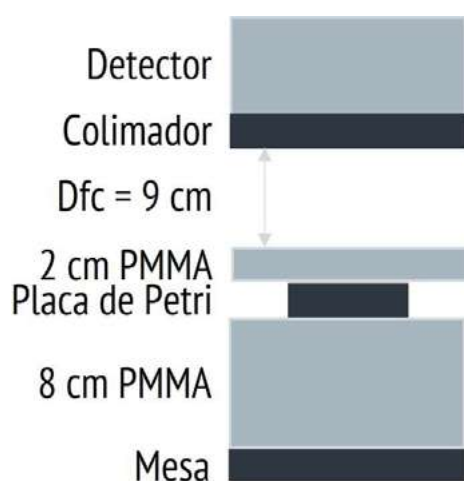


FIGURA 1. Maniquí para calibración



Cálculo de la dosis captada en tiroides y otros órganos.

Se adquirieren imágenes de la paciente con los mismos parámetros de adquisición que en la calibración, transcurridos 1 día (máxima captación), 2 días y 5 días, obteniéndose la máxima captación ( $C_{\max}$ ) y el periodo efectivo ( $T_{\text{ef}}$ ).

Aplicando el formalismo “MIRD perspective 1999” a la glándula tiroides, se obtiene la siguiente ecuación para la dosis<sup>(1)</sup>:

$$D(\text{mGy}) = \frac{2,7 \cdot S(\text{mGy/MBq} \cdot \text{s}) \cdot A_0(\text{MBq}) \cdot C_0 \cdot T_{\text{ef}}(\text{s}) \cdot m_T(\text{g})}{\ln 2}$$

Siendo S el factor que determina la dosis absorbida por unidad de actividad (tabulado en el formalismo MIRD15),  $A_0$  la actividad administrada al paciente,  $C_0$  la captación máxima extrapolada a tiempo cero y  $m_T$  la masa del tiroides.

## RESULTADOS

Se aplica el procedimiento para una paciente tratada con 314 MBq ( $A_0$ ) de  $^{131}\text{I}$ .

Masa del tiroides  $m_T = 21,2$  g.

Coefficiente de calibración  $K = 27,4$  MBq/cps.

C. En la figura 2 se encuentran las tablas con los coeficientes necesarios para el cálculo de dosis y las dosis absorbidas por la glándula tiroides y por otros órganos.

| Coeficientes para cálculo de dosis |       |                           |                 |
|------------------------------------|-------|---------------------------|-----------------|
| $C_{\max}$                         | $C_0$ | $T_{\text{ef}}(\text{d})$ | $m_T(\text{g})$ |
| 0,443                              | 0,508 | 5,07                      | 21,2            |

| Dosis absorbida por la glándula tiroides y otros órganos |                      |        |
|----------------------------------------------------------|----------------------|--------|
|                                                          | S (mGy/MBq·s)        | D (Gy) |
| Tiroides                                                 | $1,61 \cdot 10^{-3}$ | 157    |
| Cerebro                                                  | $4,16 \cdot 10^{-7}$ | 0,041  |
| Mamas                                                    | $1,02 \cdot 10^{-7}$ | 0,010  |
| Pared corazón                                            | $1,34 \cdot 10^{-7}$ | 0,014  |
| Pulmones                                                 | $2,51 \cdot 10^{-7}$ | 0,024  |
| Músculos                                                 | $3,31 \cdot 10^{-7}$ | 0,032  |
| Médula roja                                              | $2,34 \cdot 10^{-7}$ | 0,023  |
| Superficie huesos                                        | $3,35 \cdot 10^{-7}$ | 0,033  |
| Piel                                                     | $1,43 \cdot 10^{-7}$ | 0,014  |
| Timo                                                     | $4,37 \cdot 10^{-7}$ | 0,043  |
| Cuerpo total                                             | $3,16 \cdot 10^{-7}$ | 0,031  |

FIGURA 2. Tablas con los coeficientes de cálculo y dosis absorbida por tiroides y otros órganos





## CONCLUSIONES

En el caso estudiado, en la dosimetría posterior al tratamiento se han obtenido resultados que están de acuerdo respecto a la necesidad terapéutica (alrededor de 150 Gy).

La metodología requiere que se realicen mediciones en el paciente en tres ocasiones tras el tratamiento, por lo que, para establecerlo como un procedimiento habitual, se necesitaría la coordinación del personal y equipos necesarios.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BARQUERO, R. ET AL. "PROCEDIMIENTOS RECOMENDADOS DE DOSIMETRÍA DE PACIENTES EN TRATAMIENTOS DE HIPERTIROIDISMO CON <sup>131</sup>I". REV FIS MED; 18(2):143-176 (2017)
- <sup>2</sup> PANT, G.S. ET AL. "ESTIMATION OF THYROID MASS IN GRAVES' DISEASE BY A SCINTIGRAPHIC METHOD". NUCL MED COMMUN 24:743-8 (2003)

# DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN SIMPLICIT90Y

Béjar Navarro, M. J. (1); Williamson, S. (1); Martínez Lorca, A. (1); Galiano Fernández, P. (1); Chillida Rey, R. (1); Prieto Morán, D. (1); Sevillano Martínez, D. (1); García Fuentes, J. D. (1); Cámara Gallego, M. (1); Capuz Suárez, B. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Morís Pablos, R. (1); García Vicente, F. (1)  
(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, MEDICINA NUCLEAR, Y-90, SIMPLICITY, MICROESFERAS

## INTRODUCCIÓN

El desarrollo de sistemas de planificación para procedimientos terapéuticos con radiofármacos ha permitido realizar cálculos a nivel de vóxel en diferentes volúmenes de interés. En este trabajo se recogen los resultados dosimétricos de 10 pacientes a los que se les ha realizado una radioembolización hepática con <sup>90</sup>Y calculados con el sistema de planificación Simplicity<sup>90</sup>Y.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han planificado 10 pacientes con el sistema de cálculo Simplicity<sup>90</sup>Y de Mirada Medical Ltd.

Para los 10 pacientes se ha analizado la distribución de las dosis de prescripción,  $D_{pres}$ , las fracciones de hígado perfundidas, las dosis promedio en tejido perfundido y pulmón,  $D_{perf}$  y  $D_{pulmón}$ , y, en los cuatro casos en los que ha sido posible definir un tumor/tumor viable en un CT diagnóstico, se ha analizado también la dosis promedio en el tumor/tumor viable perfundido (intersección entre el tumor/tumor viable y el tejido perfundido),  $D_{tumor}/D_{tumorviable}$  y la dosis a tejido hepático normal total (hígado total menos tumor),  $D_{higadosano}$ . Además, se han evaluado las diferencias preimplante/postimplante en los resultados de estos parámetros y en la distribución geográfica de la dosis.

## RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran los resultados de parámetros dosimétricos de interés en los 4 pacientes para los que se definió un tumor/tumor viable.

TABLA 1: Parámetros dosimétricos para los 4 pacientes en los que se ha segmentado el tumor. Se muestran valores preimplante/postimplante.

En la figura 1 se muestra la comparación entre la distribución de dosis preimplante y postimplante.

Fig1: Comparación entre las distribuciones de dosis preimplante (imagen SPECT) y postimplante (imagen PET) para dos pacientes. A la izquierda, la situación habitualmente encontrada para todos los pacientes y a la derecha el único caso encontrado en el que dicha correlación no fue del todo satisfactoria.

## DISCUSIÓN

Hay una gran variabilidad tanto en  $D_{pres}$  como en los volúmenes y las fracciones de hígado perfundidas (1.4%-49.1%), aunque se observa una tendencia a tratar volúmenes más pequeños a dosis cada vez más altas apoyándonos en la bibliografía publicada<sup>(1)</sup>.

$D_{tumor}/D_{tumorviable}$  han estado siempre por encima de 100 Gy de acuerdo con las recomendaciones internacionales<sup>(2)</sup>.



$D_{\text{hígado sano}}$  han estado en todos los casos por debajo de 40 Gy, el límite que se considera como seguro<sup>(2)</sup> y relacionado con una reserva hepática futura suficiente y  $D_{\text{pulmón}}$  por debajo de 30 Gy, lo que se relaciona con ausencia de toxicidad en este órgano<sup>(3)</sup>.

El acuerdo entre  $D_{\text{pres}}$  y  $D_{\text{perf}}$  ha estado dentro del 10% para el 80% de los pacientes. La correlación geográfica entre la distribución de dosis preimplante y postimplante se considera buena en el 90% de los casos (fig 2) y las diferencias en los resultados dosimétricos entre ambas dosimetrías se deben principalmente a la actividad remanente en el vial, más que a diferencias geográficas en la distribución de la dosis.

## CONCLUSIONES

La planificación de tratamientos de radioembolización hepática con el planificador Simplicity nos ha permitido obtener una mayor información dosimétrica que puede correlacionarse con resultados clínicos del tratamiento.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> HEPATOCELLULAR CARCINOMA RADIATION SEGMENTECTOMY TREATMENT INTENSIFICATION PRIOR TO LIVER TRANSPLANTATION INCREASES RATES OF COMPLETE PATHOLOGIC NECROSIS: AN EXPLANT ANALYSIS OF 75 TUMORS. MONTAZERI ET AL, EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING, SHORT COMMUNICATION, ABRIL 2022.
- <sup>2</sup> INTERNATIONAL RECOMMENDATIONS FOR PERSONALISED SELECTIVE INTERNAL RADIATION THERAPY OF PRIMARY AND METASTATIC LIVER DISEASES WITH YTTRIUM-90 RESIN MICROSPHERES. LEVILLAIN ET AL, EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING (2021) 48:1570–1584.
- <sup>3</sup> EANM PROCEDURE GUIDELINE FOR THE TREATMENT OF LIVER CANCER AND LIVER METASTASES WITH INTRA-ARTERIAL RADIOACTIVE COMPOUNDS. WEBER ET AL, EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING (2022) 49:1682–1699.

# ¿ES POSIBLE DISMINUIR EL NÚMERO DE SPECT/CT POR CICLO EN LA DOSIMETRÍA RENAL DE TRATAMIENTOS CON <sup>177</sup>LU-DOTATATE?

Álvarez Pérez, J. M. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Montes Fuentes, C. (1); Benito García, J. C. (1); Escobar Corominas, (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Tenllado Baena, E. (1); Granado Alonso, L. (1); García Repiso, S. (1); Martín Rincon, C. (1); Gómez Llorente, P. L. (1)  
(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA RENAL, SPECT/CT POR CICLO, BIOCINÉTICA, <sup>177</sup>LU-DOTATATE

## INTRODUCCIÓN

En la terapia con <sup>177</sup>Lu-DOTATATE, los riñones se consideran órganos de riesgo y para su dosimetría se adquieren una serie de SPECT/CT por ciclo, que suponen tiempo de máquina y disponibilidad del paciente.

En este trabajo, se pretende valorar el error cometido en la estimación de la dosis renal al disminuir el número de SPECT/CT por ciclo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplearon estudios procedentes de 19 pacientes, a los cuales se le realizaron de 1 a 3 SPECT/CT por ciclo (a las 24 h, 96h y 192h de la administración). De los 70 ciclos disponibles, en 15 se adquirieron 3 SPECT/CT y en 44 solo 2 SPECT/CT (24 h y 192 h). Los 11 restantes únicamente tenían 1 SPECT/CT a las 24 h y no se utilizaron en el análisis.

Para determinar la dosis se siguió la metodología descrita en el MIRD Phamplet 26. Para ello, se segmentaron los riñones con el workflow NM Viewing de MIM Software, obteniendo tanto las cuentas en cada riñón como su volumen. Se convirtieron las cuentas a actividad mediante un factor de calibración obtenido experimentalmente. Se realizó un ajuste mono-exponencial para obtener la biocinética, consiguiendo la actividad acumulada a partir de la integración de dicha curva. Por último, la dosis estimada se calculó multiplicando por los factores S para masas esféricas, interpolados según del volumen de cada riñón. Sólo se tuvo en cuenta la actividad del propio órgano para su evaluación.

Se toma como referencia la dosis obtenida con 3 SPECT/CT (dosis<sub>123</sub>), y se compara con las obtenidas con 2 SPECT/CT: tanto las parejas 24h / 96h (dosis<sub>12</sub>) como 24h / 192h (dosis<sub>13</sub>).

Se compara también la dosis<sub>1</sub>, obtenida solo con el SPECT/CT del día siguiente, con la dosis<sub>123</sub> y con la dosis<sub>13</sub>. Para el cálculo con este único punto, se aplica la biocinética obtenida en el primer ciclo para el que se realiza siempre un mínimo de 2 SPECT/CT.



## RESULTADOS

En la tabla, se muestran los parámetros obtenidos de las diferencias relativas (en porcentaje) entre la estimación de dosis<sub>1</sub>, dosis<sub>2</sub> y dosis<sub>3</sub> respecto a la referencia dosis<sub>123</sub> para cada riñón. También para dosis<sub>1</sub> respecto a dosis<sub>13</sub>. Para el cálculo se emplean los valores absolutos.

|                 | Riñón izquierdo |        |        |      | Riñón derecho |        |        |      |
|-----------------|-----------------|--------|--------|------|---------------|--------|--------|------|
| Comparación     | 1-123           | 12-123 | 13-123 | 1-13 | 1-123         | 12-123 | 13-123 | 1-13 |
| nº Estimaciones | 4               | 14     | 14     | 40   | 4             | 14     | 14     | 40   |
| Promedio (%)    | 8,5             | 5,3    | 4,4    | 8,2  | 7,0           | 5,4    | 4,0    | 7,5  |
| Máximo (%)      | 20,6            | 18,4   | 10,6   | 33,2 | 21,2          | 17,0   | 10,8   | 40,7 |

## DISCUSIÓN

Los menores errores medios en la estimación de dosis renal se obtienen empleando 2 SPECT/CT. De estos posibles dúos de tomografías, los realizados a las 24 h y 192 h tienen además un rango menor que los adquiridos a las 24 h y 96 h.

Con un único SPECT los errores medios y rangos se consideran demasiado altos para una personalización adecuada de la dosimetría.

## CONCLUSIONES

Se ha presentado un estudio en el que se demuestra que la estimación de dosis renal en tratamientos de <sup>177</sup>Lu más cercana a los valores que se obtienen con 3 SPECT/CT por ciclo es el que se consigue con las imágenes a las 24h y 192h de la administración en dicho ciclo.

# CÁLCULO DOSIMÉTRICO MEDIANTE CÓDIGO MONTECARLO EN PACIENTES TRATADOS CON ITRIO-90

León García, J. L. (1); Castro Nora, D. (1); Spa Gómez, B. (1); Perucha Ortega, M. (1); Luis Simón, F. J. (1)  
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, MONTECARLO, ITRIO-90, PET, VALOR DE PÍXEL.

## INTRODUCCIÓN

Se ha desarrollado un código Montecarlo para la cuantificación de la dosis en hígado en pacientes con tumores hepáticos tratados con Itrio-90 (Y90), a partir del estudio PET posterior al tratamiento (post-tratamiento), como primer paso para obtener una dosimetría interna personalizada en nuestro centro y un método de cálculo alternativo.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para realizar la dosimetría post-tratamiento en los pacientes tratados con Y90, se ha empleado el software vGate versión 8.1, que permite realizar simulaciones Montecarlo, basado en GEANT4.

El primer paso es obtener las imágenes del estudio PET (GE Discovery MI Gen 2) y sus imágenes TC asociadas para el paciente deseado, en formato DICOM (.dcm). A continuación, se definen el volumen de estudio constituido por el TC del paciente (*Geometry*) y la fuente de actividad constituida por el estudio PET (*Source*), cuya actividad aparece representada en función del valor en escala de grises. Posteriormente, se realiza el registro en vGate de las geometrías de las exploraciones TC y PET y se lanzan simulaciones para calcular la dosis mediante una de las herramientas que incluye vGate, “dose actor”. El número de historias empleadas en las simulaciones es de 108.

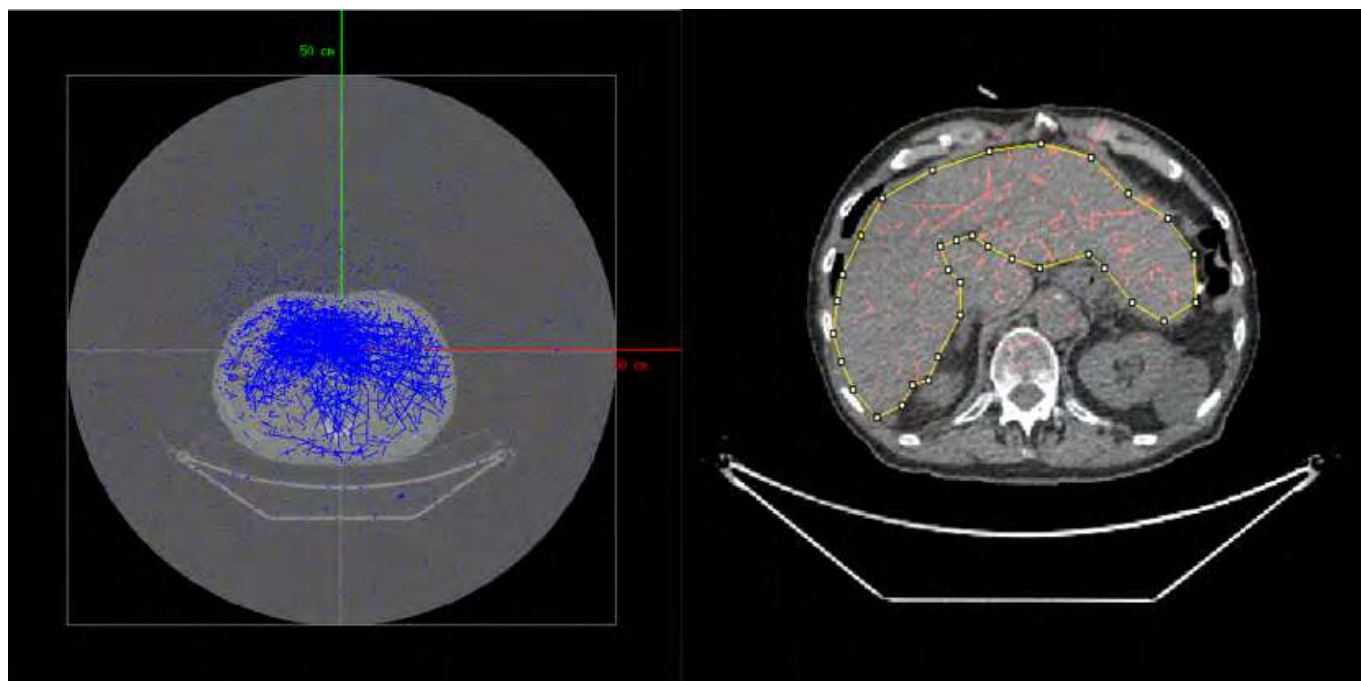


FIGURA 1. Resultados de la simulación Montecarlo de un paciente de la muestra utilizada en el estudio: A la izquierda, el resultado visual de las trayectorias de las partículas durante la simulación; a la derecha, la dosis absorbida resultante del cálculo sobre las imágenes del estudio TC y el hígado del paciente contorneado con ImageJ.

Por último, se efectúa la fusión del mapa de dosis (formato .raw) obtenida en escala de grises (pixel value, PV) con el TC del paciente, sobre el que se contornea el volumen hepático con ImageJ y se cuantifica la dosis en hígado. Dicho PV debe ser proporcional en un factor  $f$  a la dosis absorbida calculada mediante la expresión teórica ( $D_{\text{teor}}$ ):

$$D_{\text{teor}}(\text{Gy}) = 49.38 / \left( \frac{A(\text{GBq})m(\text{kg})}{\text{equiv } f} \right) \cdot PV = D_{\text{MC}}$$

## RESULTADOS

|            | Valor escala grises (PV) | Factor $f (\cdot 10^{-7} \text{ Gy})$ | Dosis teórica (Gy) | $D_{\text{MC}}$ (Gy) |
|------------|--------------------------|---------------------------------------|--------------------|----------------------|
| Paciente 1 | 720445631                | 1.120                                 | 80.7               | $80.9 \pm 9.4$       |
| Paciente 2 | 1047859303               | 1.097                                 | 115                | $117.7 \pm 13.6$     |
| Paciente 3 | 525475931                | 1.164                                 | 61.2               | $59.0 \pm 6.8$       |
| Paciente 4 | 1510003990               | 1.106                                 | 167                | $169.6 \pm 19.6$     |
| Paciente 5 | 791087742                | 1.115                                 | 88.2               | $88.8 \pm 10.3$      |
| Paciente 6 | 683625391                | 1.135                                 | 77.6               | $76.7 \pm 8.9$       |

TABLA 1. Dosis absorbida dentro del hígado para cada uno de los pacientes expresada en escala de grises y su factor de conversión  $f$  (Gy), junto con el dato teórico de dicha dosis calculada analíticamente y su valor calculado mediante el código Montecarlo. No se considera el error en la dosis absorbida teórica puesto que la mayor contribución viene del contorneo del hígado del paciente.

Tras analizar una muestra de 6 pacientes, se llega a que el factor  $f$  que relaciona la dosis absorbida con el valor en escala de grises es:

$$f = (11.23 / \pm 1.30) \cdot 10^{-8} / \text{Gy}$$

$$D(\text{Gy}) = 49.38 / \left( \frac{A(\text{GBq})m(\text{kg})}{\text{equiv } 1.123 / 10^{-7}} \right) \cdot PV$$



## CONCLUSIÓN

Se ha diseñado un programa de cálculo de dosis para paciente con tumores hepáticos tratados con Itrio-90, basado en la imagen PET post-tratamiento y mediante método Montecarlo. Ofrece la posibilidad de evaluar de forma cuantitativa la bondad del tratamiento que han recibido los pacientes. Se pretende completar el estudio incluyendo más pacientes dentro de la muestra para que la estadística sea más significativa.

# COMPARACIÓN DE CÁLCULOS DOSIMÉTRICOS EN PACIENTES TRATADOS CON ITRIO-90

León García, J. L. (1); Castro Nora, D. (1); Spa Gómez, B. (1); Perucha Ortega, M. (1); Luis Simón, F. J. (1)  
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, SIMPLICIT90Y, MONTECARLO, ITRIO-90, PET.

## INTRODUCCIÓN

En nuestro centro, a los pacientes con tumores hepáticos tratados con microesferas de Itrio-90 (Y90) se les realiza una dosimetría previa al tratamiento (pre-tratamiento), para el cálculo de la actividad necesaria de radiofármaco, y otra dosimetría posterior al tratamiento (post-tratamiento), basada en la imagen obtenida con el estudio PET del paciente; ambas dosimetrías se calculan con el software Simplicity90Y.

El propósito de este estudio fue realizar una comparación del cálculo de dosis en el hígado en estos pacientes de terapia metabólica mediante dos programas de cálculo: Simplicity90Y y un programa desarrollado en nuestro centro basado en simulaciones Montecarlo (vGate versión 8.1, en el entorno de GEANT4), diseñado para realizar la dosimetría post- tratamiento.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha comparado la dosimetría post-tratamiento para 6 pacientes elegidos aleatoriamente con nuestro cálculo dosimétrico. Se excluyeron de la muestra pacientes cuyo valor del tamaño tumoral suponía un outlier, por los efectos de volumen parcial que no son todavía abordables.

Tanto en la dosimetría realizada con Simplicity90Y como en la llevada a cabo con nuestro software de simulaciones Montecarlo, se delimitó el volumen hepático de todos los pacientes, procurando que los volúmenes delimitados en ambos programas, para un mismo paciente, fuesen idénticos. Una vez delimitado dichos volúmenes para cada paciente individual, se realizaron las dosimetrías post-tratamiento en ambos programas y se recolectaron los datos de dosis a todo el volumen hepático. Se compararon los datos, realizando una correlación por pares de los resultados dosimétricos.

## RESULTADOS

Debido al tamaño de la muestra, se realiza un test no paramétrico de comparación de medias con datos apareados mediante el test de rangos signados de Wilcoxon, resultando en una diferencia no significativa estadísticamente entre las mismas ( $\alpha = 0.05$ ) entre las medias de los valores de cada grupo.



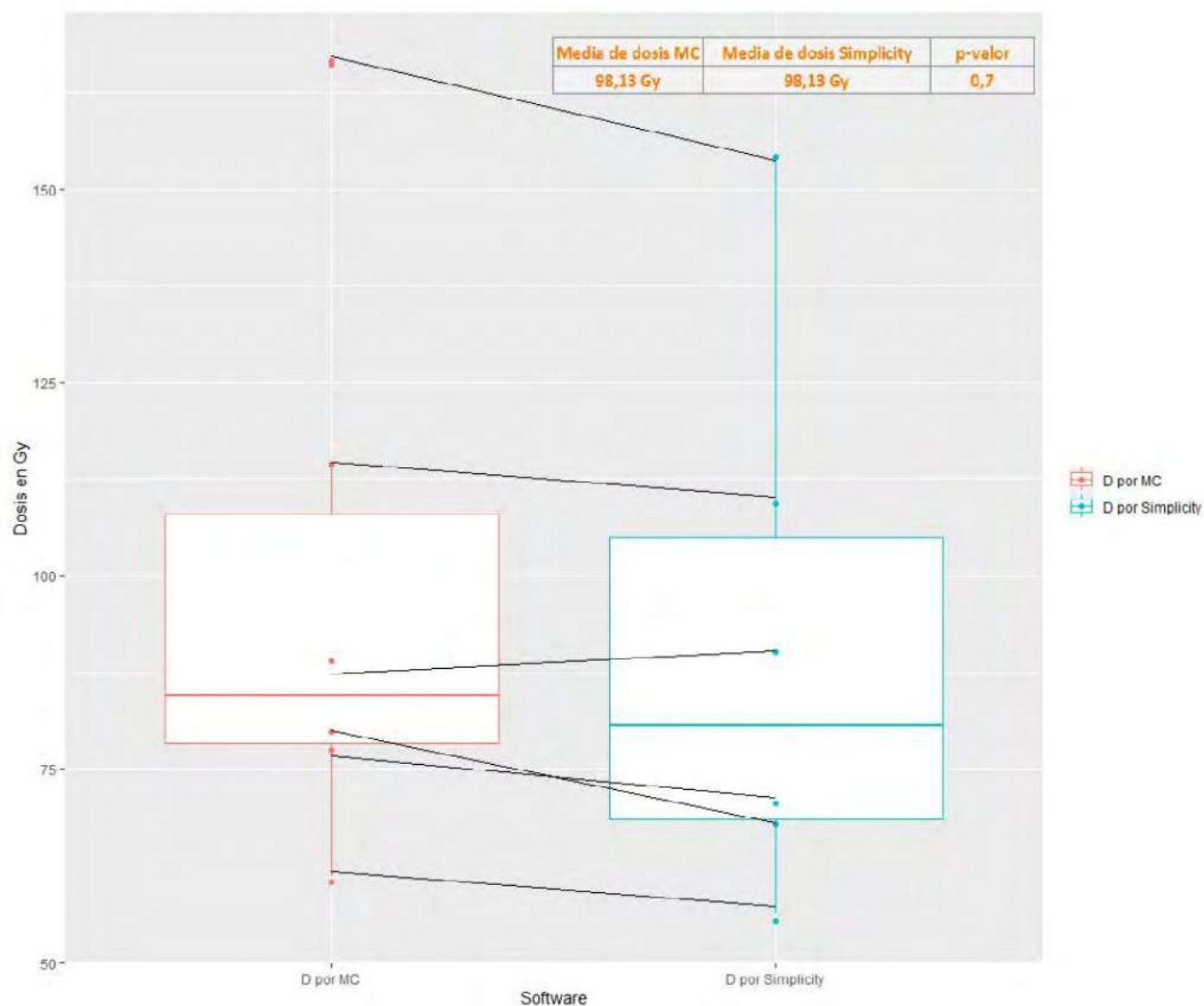


FIGURA 1. Boxplot de la dosis absorbida en todo el hígado: A la izquierda de la gráfica los valores calculados mediante nuestro software de método Montecarlo; a la derecha, dichos valores obtenidos mediante Simplicity90Y.

Por otra parte, observamos que, en ambos programas, las dosis absorbidas tienen el mismo comportamiento con el volumen, tal y como muestra el gráfico 2, signo de que ambos métodos de cálculo deben partir de la misma ecuación.

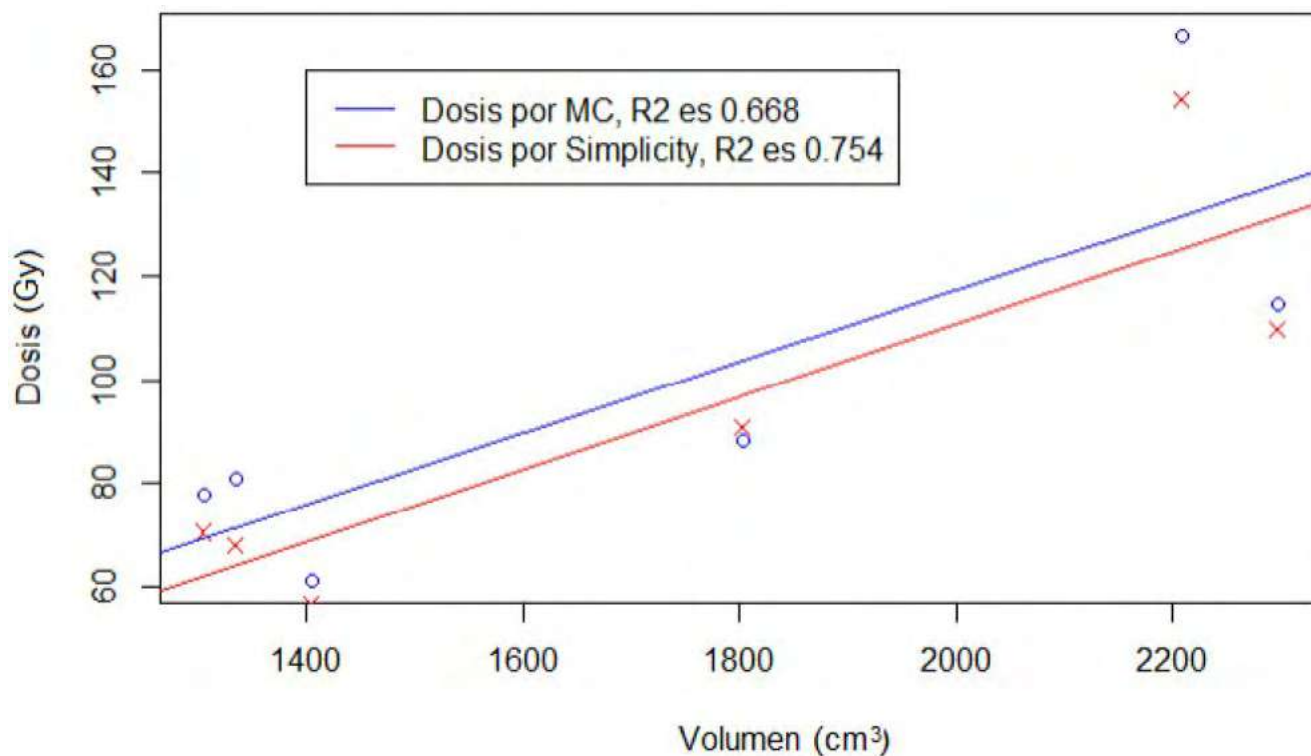


FIGURA 2. Gráfico de la dosis calculada mediante nuestro software de método Montecarlo (azul) y mediante Simplicity90Y (rojo). Se aprecia cómo ambas rectas tienen similar pendiente, variando sólo la ordenada en el origen.

#### CONCLUSIÓN

No se han podido encontrar diferencias estadísticamente significativas entre ambos programas de cálculo. Se deben solucionar los problemas y dificultades asociadas al proceso de cálculo como son: el contorno manual del hígado mediante ImageJ. Se ha de perfeccionar el procedimiento, disminuyendo las incertidumbres asociadas al mismo para que sea un procedimiento robusto de cálculo de dosis alternativo.

## EVALUACIÓN DE LAS RESTRICCIONES PERSONALIZADAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA TRATAMIENTOS 177 LU-PSMA

Echegoyen Ruiz, P. (I); Prieto Azcárate, E. (I); Cuenca Bandín, T. (I); Rosales Castillo, J. J. (I); Marti-Climent, J. M. (I)

(I) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, DOSIMETRÍA, LU177 PSMA, RESTRICCIONES, LÍMITE DE DOSIS.

#### OBJETIVO

En España, al abandonar el ámbito hospitalario, se deben dar instrucciones escritas a los pacientes sometidos a tratamientos con radiofármacos y a sus familiares, considerando las circunstancias de cada caso y orientadas a reducir los riesgos radiológicos [1], sin embargo, no hay una metodología unificada, y esta depende de cada centro.

El objetivo del estudio es analizar retrospectivamente las tasas de una serie de pacientes pertenecientes a un ensayo clínico de tratamientos de 177 Lu-PSMA para determinar las restricciones individualizadas de protección radiológica.

#### MÉTODOS

Se han estudiado las tasas de dosis ( $H^*10$ ) a 1 metro de distancia medidas con el detector Genitron Minitrace  $\phi$  en 30 tratamientos ambulatorios (6 pacientes). En cada caso se midieron tasas de dosis desde la administración del radiofármaco hasta la alta médica, y en algunos pacientes a las 24 horas de la administración.



A partir de la tasa de dosis al alta médica se han calculado las restricciones según la metodología del Foro de Protección Radiológica [2] empleando una vida media efectiva de 2.4 días [3].

Además, se han calculado las tasas de dosis mínimas necesarias para que haya 24 horas de restricción para cada uno de los convivientes.

## RESULTADOS

En la TABLA 1 se muestran las tasas de dosis en tres tiempos tras la administración del tratamiento, siendo  $19.3 \pm 1.0 \mu\text{Sv/h}$  al alta médica.

| N  | Tiempo tras administración (h) |                     | Tasa de dosis $H^*10$ ( $\mu\text{Sv/h}$ ) |                     |        |        |
|----|--------------------------------|---------------------|--------------------------------------------|---------------------|--------|--------|
|    | Media                          | Desviación estándar | Media                                      | Desviación estándar | Máximo | Mínimo |
| 30 | 0.21                           | 0.17                | 29.7                                       | 4.6                 | 39.7   | 21.9   |
| 30 | 4.59                           | 1.1                 | 19.3                                       | 5.5                 | 37.3   | 11.5   |
| 15 | 25.4                           | 6.4                 | 6.1                                        | 1.2                 | 7.8    | 3.4    |

**Tabla 1. Tasas de dosis  $H^*10$  para cada uno de los tres tiempos tras la administración**

La TABLA 2 muestra las restricciones cuando el tratamiento es ambulatorio con alta a las  $4.6 \pm 0.2$  h. Las estadísticas de los días de restricción obtenidos están en la TABLA 2. Destacando el número de pacientes que no han precisado restricciones en cada escenario de convivencia, y las estadísticas de los días de los pacientes que han precisado restricciones. También se muestra el valor umbral del valor de dosis por debajo del cual cada escenario no precisaría aplicar restricciones.

|                                  |         | Pareja<br>< 60<br>años | Pareja<br>> 60<br>años | 0-1 años<br>y<br>gestante | 1-2<br>años | 2-5<br>años | 5-11<br>años | A<br>partir<br>de 11<br>años | Trabajo<br>niños |
|----------------------------------|---------|------------------------|------------------------|---------------------------|-------------|-------------|--------------|------------------------------|------------------|
| Sin<br>Restricciones             | N       | 23                     | 30                     | 2                         | 16          | 25          | 29           | 29                           | 0                |
| Días con<br>Restricciones        | Mediana | 1                      | 0                      | 1                         | 1           | 1           | 1            | 1                            | 3                |
|                                  | Máximo  | 2                      | 0                      | 3                         | 2           | 2           | 1            | 1                            | 5                |
| Tasa mínima ( $\mu\text{Sv/h}$ ) |         | 23                     | 112                    | 14                        | 19          | 24          | 38           | 38                           | 6                |

**Tabla 2. Para cada tipo de conviviente: casos en los que no hubo ninguna restricción, mediana y máximo de los casos con restricciones, y tasa mínima para obtener 24 h de restricción.**

## DISCUSIÓN

Las restricciones generalistas entregadas en el ensayo clínico fueron, en general, mayores que las calculadas de forma individual. Un claro ejemplo son los 3 días de dormir en cama separada de la pareja, mientras que, en los cálculos actuales, en la mayoría de los casos no hace falta ningún tipo de restricción en este sentido.

Como no se disponía de una vida media efectiva para un tratamiento ambulatorio, se ha considerado una vida media efectiva de un estudio a partir de las 24 horas [3] lo cual ha supuesto una sobrestimación de las restricciones, actuando así de forma conservadora en la protección radiológica.

## CONCLUSIÓN

Este trabajo muestra la importancia de realizar un estudio individualizado, que tenga en cuenta su situación personal de cada paciente y la clase de convivientes a su alrededor. Si se tiene en cuenta de forma individualizada, se puede mejorar el bienestar del paciente y sus convivientes. Por eso es importante la participación del servicio de Radiofísica y Protección radiológica tanto en la práctica clínica como en los ensayos clínicos.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, INSTRUCCIÓN N° 28.

<sup>2</sup> FORO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA



<sup>3</sup> KURTH J, KRAUSE BJ, SCHWARZENBÖCK SM, STEGGER L, SCHÄFERS M, RAHBAR K. EXTERNAL RADIATION EXPOSURE, EXCRETION, AND EFFECTIVE HALF-LIFE IN <sup>177</sup>Lu-PSMA-TARGETED THERAPIES. EJNMMI RES. 2018 APR 12;8(1):32. DOI: 10.1186/s13550-018-0386-4. PMID: 29651569; PMCID: PMC5897276.

## DETERMINACIÓN DE LA CAPTACIÓN DE I-131 EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES EN NUESTRA ÁREA HOSPITALARIA

Gallego Castro, M. (1); Baeza Monedero, C. J. (1); Panzuela Pérez, S. (1); Terrón León, J. A. (1)

(1) Hospital Universitario Virgen Macarena

### INTRODUCCIÓN

El cáncer diferenciado de tiroides es una enfermedad común, que se trata con éxito en la mayoría de los casos. Uno de los tratamientos más efectivos es el uso del yodo <sup>131</sup>I, un radioisótopo que se utiliza para destruir las células cancerosas. Este isótopo emite radiación gamma de alta energía, por lo que dichos pacientes deben permanecer aislados hasta que cumplen el criterio recomendado por el "Foro sobre protección radiológica en el medio sanitario", para recibir el alta radiológica.

Dicho criterio consiste en que la tasa de dosis emitida por el paciente sea menor de 40 µSv/h medida a la altura del centro del tórax a 1 metro distancia.

En este trabajo se realiza un análisis sobre la evolución de la tasa de dosis/actividad suministrada, en función del tiempo, para una muestra de 140 pacientes, tratados entre 2020 y 2022, lo que nos permitirá determinar la captación de yodo promedio.

### MATERIALES Y MÉTODO

Los pacientes tratados con I-131, generalmente, permanecen ingresados durante 48h desde la administración del radioisótopo. Se realizan 4 medidas tras la administración del fármaco, a las 0h, 24h, 48h y 96h. Las actividades suministradas están comprendidas entre 80 y 150 mCi.

Las medidas han sido realizadas a una distancia de un metro y a la altura del tiroides, con un detector de radiación modelo Lamse Eris2-R.

Representamos los datos obtenidos de tasa de dosis por unidad de actividad frente al tiempo y ajustamos los datos mediante una bi-exponencial del tipo:

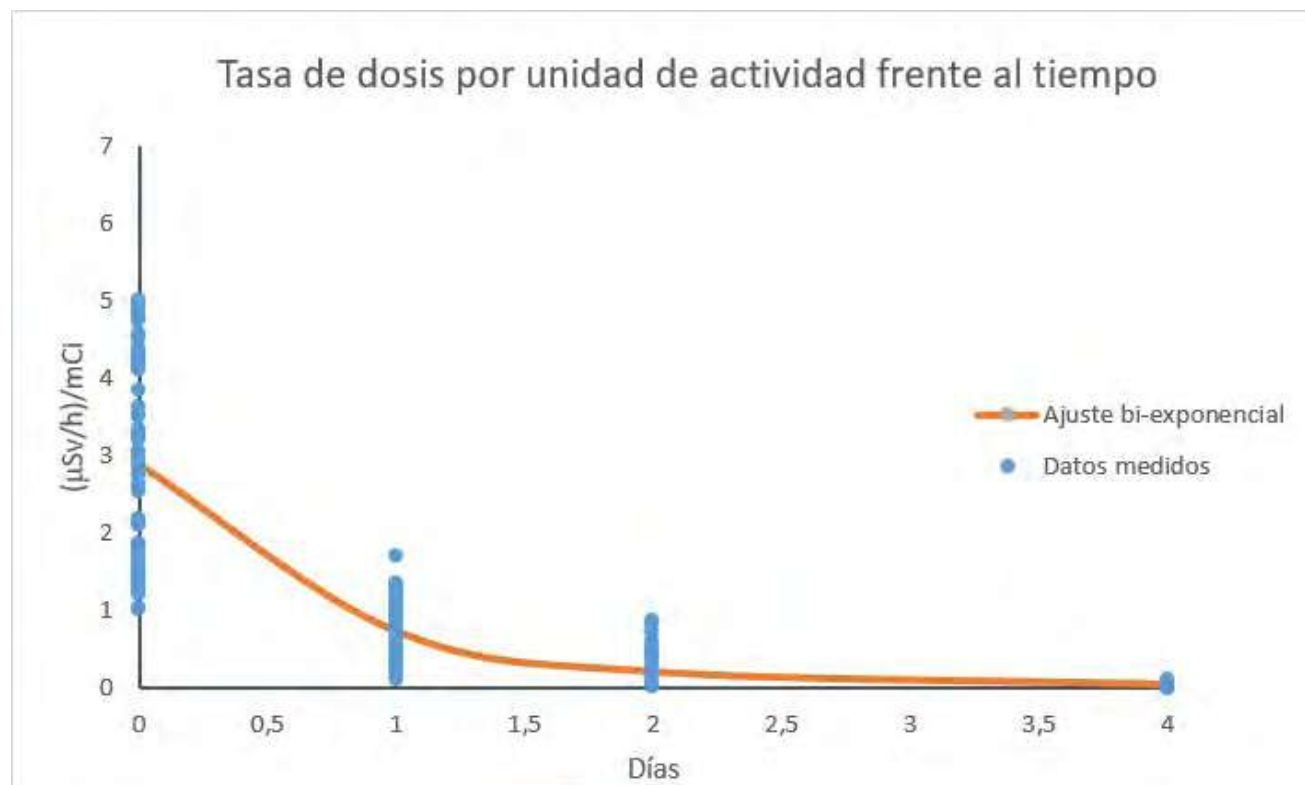
$$H^{1m}(t) = H_{rc}^{1m}(0) * e^{-/\lambda_{rc}*t} + H_{ti}^{1m}(0) * e^{-/\lambda_{ti}*t}$$

Donde  $H^{1m}$  representa la tasa de dosis a 1m por unidad de actividad, y los subíndices "rc" y "ti" indican resto del cuerpo y tiroideo, respectivamente. Para la constante efectiva de eliminación del tiroides se ha usado:

$$/\lambda_{ti} = /\lambda_{ti}^{biol} + /\lambda_{des} = 0,095(d^{-1})$$

Obteniendo el resto de parámetros del ajuste podemos conocer la captación del tiroides y la captación corporal, así como estimar la constante de eliminación corporal, que se ajusta para la muestra de pacientes tratados.

## RESULTADOS



Los parámetros de la ecuación obtenidos son los siguientes:

$$H^{1m}(t) = 2,831 * e^{-1,417*t} + 0,0418 * e^{-0,095*t}$$

Obteniendo una captación en el tiroides del 1,5% de la actividad suministrada, lo cual es coherente con los datos bibliográficos.

Al disponer de una estadística grande de pacientes podemos estimar la tasa de dosis promedio a 1m de los pacientes cuando reciben el alta, para las distintas actividades administradas:

|                            | 80 mCi      | 100 mCi     | 120 mCi     | 150 mCi     |
|----------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Tasa de Dosis a 1m (μSv/h) | 16,1 ± 12,1 | 20,1 ± 15,3 | 24,1 ± 20,1 | 30,2 ± 24,2 |

## CONCLUSIÓN

Este método es útil para conocer cuál es la tendencia en la captación de yodo en nuestros pacientes, sin embargo, encontramos una gran dispersión en las medidas, ya que éstas son muy dependientes de la masa restante tras la tiroidectomía.

Para mejorar el estudio, se debería tomar otra medida más de la tasa de dosis entre 7-9 días tras la administración, de este modo se elimina la fuerte dependencia de la componente rápida corporal, que es la dominante en los primeros días.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> CRITERIOS DE ALTA DE PACIENTES Y MEDIDAS PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO DESPUÉS DE TRATAMIENTOS METABÓLICOS CON I131. FORO SOBRE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO. CSN, SEPR, SEFM. 2011.

<sup>2</sup> GRUPO DE TRABAJO DE DOSIMETRÍA DE PACIENTES EN MEDICINA NUCLEAR (SEFM). PROTOCOLO DE DOSIS EN CDT CON I-131. REVISIÓN 8. DOSIMETRÍA DE PACIENTES EN TRATAMIENTOS CON I-131 DE CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES (CDT). MAYO DEL 2008.





## REGISTRO DEFORMABLE EN ECLIPSE PARA DOSIMETRÍA PERSONALIZADA EN TRATAMIENTOS CON MICROESFERAS DE Y-90

Picón García, F. (1); Ferrer Aparicio, M. (1); León García, J. L. (1); Perucha Ortega, M. (1); Luis Simon, F. J. (1)

(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

**PALABRAS CLAVE:** REGISTRO DEFORMABLE, DOSIMETRÍA PERSONALIZADA, SIMPLICITY, DEFORMACIÓN, ECLIPSE

### INTRODUCCIÓN

En nuestra institución se realiza dosimetría personalizada mediante el software Simplicity para el tratamiento de hepatocarcinoma con microesferas de Y90, con el objetivo de calcular la actividad de radiofármaco a administrar. Esta herramienta requiere de un registro entre el CT con contraste usado para diagnóstico y el CT asociado al SPECT tomado durante la simulación del tratamiento con macroagregados de Tc-99m.

Debido a las diferentes condiciones en las que se realizan ambos exámenes, se encuentran dificultades en el registro, lo que influye en la medida de los volúmenes de las regiones de interés así como en el cálculo de las dosis recibidas por éstas. La EANM recomienda el uso del registro deformable, sin embargo Simplicity únicamente permite la deformación del SPECT-CT, alterando la distribución de actividad.

Este estudio tiene como objetivo comparar la dosimetría obtenida utilizando el registro deformable incluido en el software Eclipse (Varian), con la resultante del registro rígido con Simplicity utilizado habitualmente.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha tomado una muestra de 4 pacientes. Para cada paciente se ha llevado a cabo un registro deformable en Eclipse v16, tomando como referencia el CT adquirido durante la simulación del tratamiento y deformando la imagen de CT diagnóstico. Seguidamente, la imagen deformada se ha importado en el software Simplicity.

Se han vuelto a contornear las estructuras de interés, registrando los nuevos volúmenes y se ha calculado la dosimetría utilizando la actividad administrada en el tratamiento real. Se recogen los datos de las diferencias en los volúmenes de las estructuras y en las dosis absorbidas en éstas utilizando ambos métodos.

### RESULTADOS

Como medida del grado de deformación, se ha tomado el módulo máximo de los vectores de desplazamiento de píxel entre ambas imágenes.

|                                 | Paciente 1 | Paciente 2 | Paciente 3 | Paciente 4 |
|---------------------------------|------------|------------|------------|------------|
| Volumen tumor                   | 19.64 %    | -62.13 %   | -25.31%    | 1.47 %     |
| Volumen hígado total            | 7.12 %     | 7.67 %     | 8.20 %     | -3.55 %    |
| Volumen tejido perfundido       | 3.45 %     | -0.82 %    | 9.89 %     | -2.77 %    |
| Máxima distancia de deformación | 1.2 cm     | 6 cm       | 1.5 cm     | 1.2 cm     |

TABLA 1. Diferencia relativa entre los volúmenes en el CT de diagnóstico frente a los contorneados en el CT deformado para cada paciente.



|                                | Paciente 1 | Paciente 2 | Paciente 3 | Paciente 4 |
|--------------------------------|------------|------------|------------|------------|
| Actividad administrada         | 2.86 GBq   | 3 GBq      | 1.98 GBq   | 11.5 GBq   |
| Dosis tejido perfundido        | -3.32 %    | 0.82 %     | -9.01 %    | 2.93 %     |
| Dosis tumor                    | 8.12 %     | 192.85 %   | -10.74%    | -0.79 %    |
| Dosis tejido perfundido normal | -28.37 %   | 34.15 %    | -4.06 %    | 2,03 %     |
| Dosis hígado                   | -31.74 %   | 29.23 %    | 0 %        | 2.63 %     |

TABLA 2. Diferencia entre las dosis calculadas usando el registro rígido frente a las obtenidas mediante el registro deformable para cada paciente.

#### DISCUSIONES

La distancia máxima de deformación varía desde 1.2 cm hasta 6 cm en el caso más desfavorable. Se encuentra relación entre dicho parámetro y las diferencias relativas en los volúmenes de las estructuras de interés.

Aquellos con alto grado de deformación, como el caso del paciente 2, presentan un cambio notorio en los volúmenes de las estructuras contorneadas, llegando a diferencias superiores al 60% para el volumen tumoral.

Estas grandes variaciones en los volúmenes generan importantes diferencias en los cálculos de dosis sobre dichas estructuras.

#### CONCLUSIONES

Concluimos que el registro deformable de Eclipse, como alternativa al registro rígido de Simplicity, no garantiza una mejora en el cálculo de la dosimetría pretratamiento debido a las grandes variaciones de dosis provocadas por las deformaciones en las imágenes de CT.

Se propone como alternativa la administración de contraste en el CT de simulación, con el objetivo de contornear las estructuras sobre éste y no requerir el registro con un CT anterior.

## NIVELES DE DOSIS EN CT EN ESTUDIOS DE MEDICINA NUCLEAR REALIZADOS CON EQUIPOS HÍBRIDOS EN EL ÁREA SANITARIA DE GRANADA

Martín Cascales, P. (1); Estrada García, R. (2); Burgos Trujillo, D. E. (1); Almansa López, J. F. (2); Guerrero Alcalde, R. (1)  
(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio, (2) Hospital Universitario Virgen de las Nieves,

PALABRAS CLAVE: DIAGNOSTIC REFERENCE LEVEL (DRL), MEDICINA NUCLEAR, SPECT-CT, PET-CT

#### INTRODUCCIÓN

Una parte de los estudios de Medicina Nuclear realizados con equipos híbridos (PET-CT y SPECT-CT) llevan asociados de forma rutinaria un estudio de CT, ya sea con propósito diagnóstico, localización anatómica o para la corrección por atenuación.

Los Niveles de Referencia en imagen médica (DRLs) son una herramienta útil en la optimización de los procedimientos diagnósticos con el objetivo de reducir la dosis al paciente (ICRP-135)<sup>(1)</sup>.

En España no se han publicado DRLs asociados a los procedimientos de CT realizados con equipos híbridos de unidades de Medicina Nuclear.

El objetivo de este trabajo es establecer los valores de DRLs de la parte correspondiente al CT de los estudios de Medicina Nuclear realizados con equipos híbridos en el área sanitaria de la provincia de Granada.



## MATERIAL Y MÉTODOS

Para realizar el estudio se ha utilizado el software de Sistema de Registro y Gestión de Dosis OpenREM v.0.10.0 (<https://openrem.org/>). Los indicadores dosimétricos incorporados en este sistema para los equipos SPECT-CT y PET-CT se han obtenido a través de los informes estructurados de dosis (RDSR) generados por las diferentes modalidades.

Se han analizado los procedimientos realizados durante los años 2021 y 2022 en dos equipos SPET-CT (Siemens Symbia Intevo 6 y Siemens Symbia Intevo Bold) y un equipo PET-CT (Siemens Biograph Vision 600) pertenecientes a las unidades de Medicina Nuclear del Hosp. Univ. Clínico San Cecilio y Hosp. Univ. Virgen de las Nieves que dan cobertura a toda el área sanitaria de la provincia de Granada.

El número de estudios analizados han sido de 13080 estudios de PET-CT y 2939 de SPECT-CT

## RESULTADOS

|                |                 |                 | CTDIvol (mGy) |              | DLP (mGy.cm) |              |
|----------------|-----------------|-----------------|---------------|--------------|--------------|--------------|
| Tipo de Equipo | Tipo de estudio | n.º de estudios | Percentil 50  | Percentil 75 | Percentil 50 | Percentil 75 |
| SPECT-CT       | Cuerpo Completo | 1117            | 9.27          | 12.75        | 352.67       | 508.27       |
|                | Paratiroides    | 47              | 8.86          | 9.78         | 295.00       | 351.25       |
|                | Pulmón          | 112             | 9.50          | 11.43        | 353.51       | 437.74       |
|                | Hueso           | 209             | 6.07          | 8.24         | 222.04       | 311.22       |
|                | Corazón         | 1345            | 4.43          | 4.74         | 91.51        | 110.00       |
| PET-CT         | Cuerpo Completo | 12348           | 5.71          | 7.55         | 516.19       | 704.62       |
|                | Cerebro         | 714             | 21.41         | 26.67        | 587.78       | 732.26       |
|                | Tórax           | 1928            | 7.90          | 10.07        | 253.28       | 325.19       |

TABLA 1. Valores de CTDIvol (mGy) y DLP (mGy.cm) obtenidos para los distintos tipos de estudios. Discusión

Los valores obtenidos son compatibles con los publicados recientemente como valores de referencia en otros países, para la mayoría de los tipos de estudio analizados. El análisis realizado ha servido para detectar la posibilidad de optimización de los protocolos de CT asociados a algunos procedimientos, tanto en los SPECT-CT como en el PET-CT. Por ejemplo, en algunos casos se ha detectado que los protocolos de CT no tenían activada la modulación de la intensidad de corriente (mA) o el Topograma se realizaba a un valor de mA demasiado elevado.

## CONCLUSIONES

Se han obtenido valores de DRLs para los estudios de CT en Medicina Nuclear realizados con equipos híbridos en el área sanitaria de Granada. Los valores, para la mayoría de los tipos de estudio analizados, son compatibles con los publicados en otros países. El estudio ha servido para optimizar algunos protocolos de CT en los equipos SPECT-CT y PET-CT analizados.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> VAÑÓ E, MILLER DL, MARTIN CJ, REHANI MM, KANG K, ROSENSTEIN M, ET AL. ICRP PUBLICATION 135: DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MEDICAL IMAGING. ANN. ICRP. 2017;46:1-144.

## ESTUDIO RETROSPECTIVO DE LA DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS CON <sup>177</sup>LU-DOTATATE

Henao Isaza, A. M. (1); Irazola Rosales, L. (2); Cuenca Bandín, T. (1); Echegoyen Ruiz, P. (1); Prieto Azcárate, E. (1); Rosales, J. J. (1); Martí-Climent, J. M. (1)

(1) Clínica Universidad de Navarra, (2) OSI Alava, Osakidetza

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, <sup>177</sup>LU-DOTA, TERAPIA



## INTRODUCCIÓN

En nuestro centro se realiza dosimetría interna de pacientes con tumores neuroendocrinos tratados con Lu-177-DOTATATE siguiendo la metodología MIRD [1]. El tratamiento consiste en 4 ciclos de 7.4 GBq cada uno, y la estimación de las dosis en lesiones y órganos, se realiza a partir de la información obtenida por medio de imágenes gammagráficas y lecturas de tasa de dosis a 1 m del paciente proveniente de la emisión gamma del Lu-177.

Para el estudio dosimétrico, se emplean una Macro de Excel (v.2016) desarrollada en el centro y dos programas comerciales: pMod (v.4.3) para el contorneo de lesiones y OLINDA (v.1.1) para obtener los parámetros S establecidos en la metodología MIRD para la estimación de la dosis.

Estudios recientes han mostrado la existencia de una relación dosis-efecto [2], sugiriendo que la individualización de las actividades administradas implicaría un aumento de la probabilidad de éxito terapéutico, logrando aumentar así la dosis en las lesiones sin superar los límites de toxicidad en los órganos a riesgo. Este trabajo analiza de manera retrospectiva la relación entre las distintas variables empleadas para la realización de la dosimetría interna y los valores de dosis recibidas por los pacientes.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se analizaron las dosimetrías de 11 pacientes tratados con Lu-177-DOTATATE (5 mujeres y 6 hombres); 1 paciente con dos ciclos, 1 paciente con tres ciclos y el resto de pacientes con los cuatro ciclos.

Con objeto de estudiar la posible relación entre las distintas magnitudes empleadas (dosis efectiva, dosis absorbida a órganos, periodo efectivo de semidesintegración, captación de la gamma-cámara, tasa de dosis a 1 metro, masa del paciente) en el cálculo dosimétrico, se realizaron análisis estadísticos siguiendo el método de correlación de Pearson con el programa Matlab (R2021b).

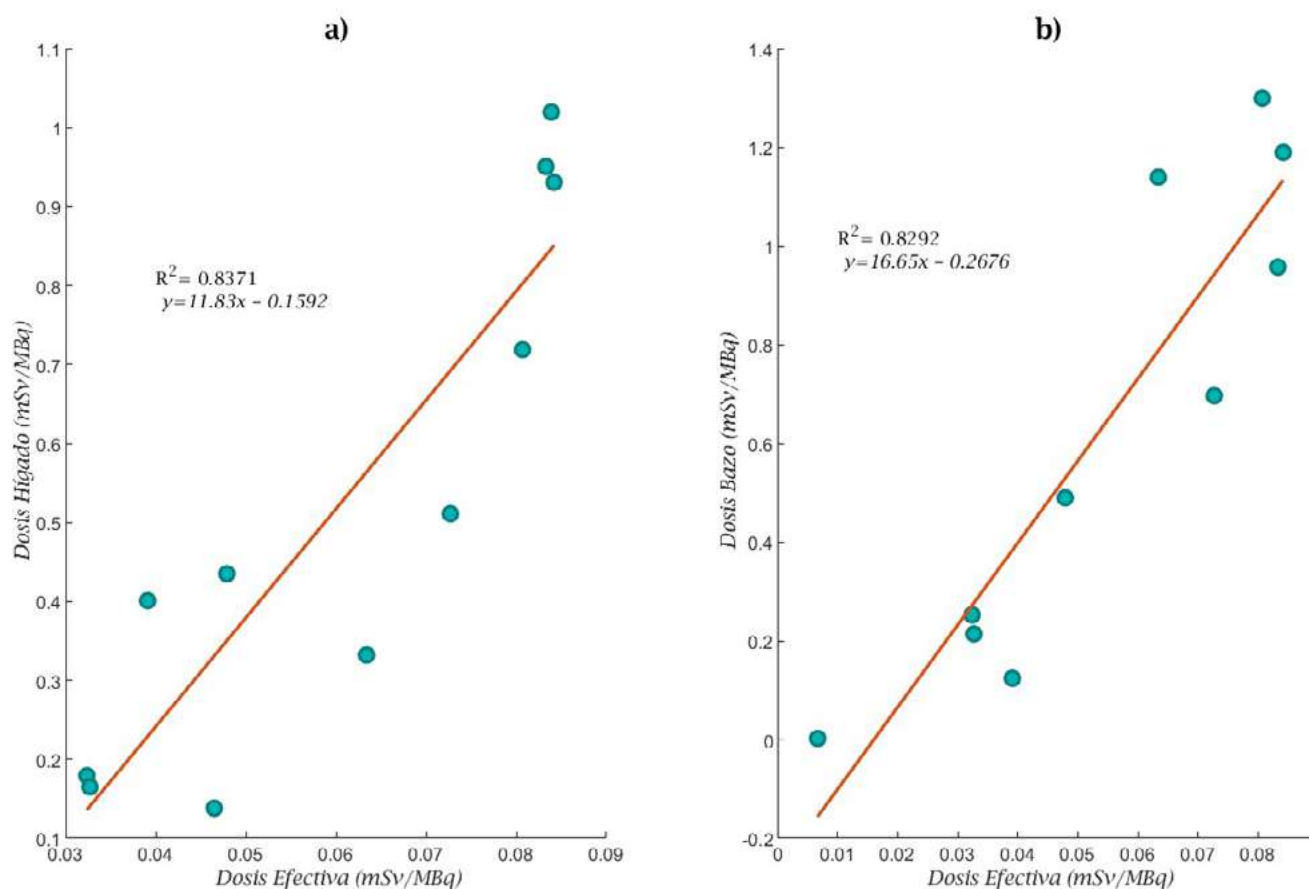
## RESULTADOS- DISCUSIÓN

Si bien se obtuvo una correlación significativa entre las dosis efectiva y absorbida para órganos como el hígado y el bazo (valores R de 0.89 y 0.90, respectivamente, FIGURA 1), no se encontró ninguna correlación para el resto de órganos.

Tampoco se mostró correlación entre la masa del paciente y el resto de parámetros analizados.



Figura 1



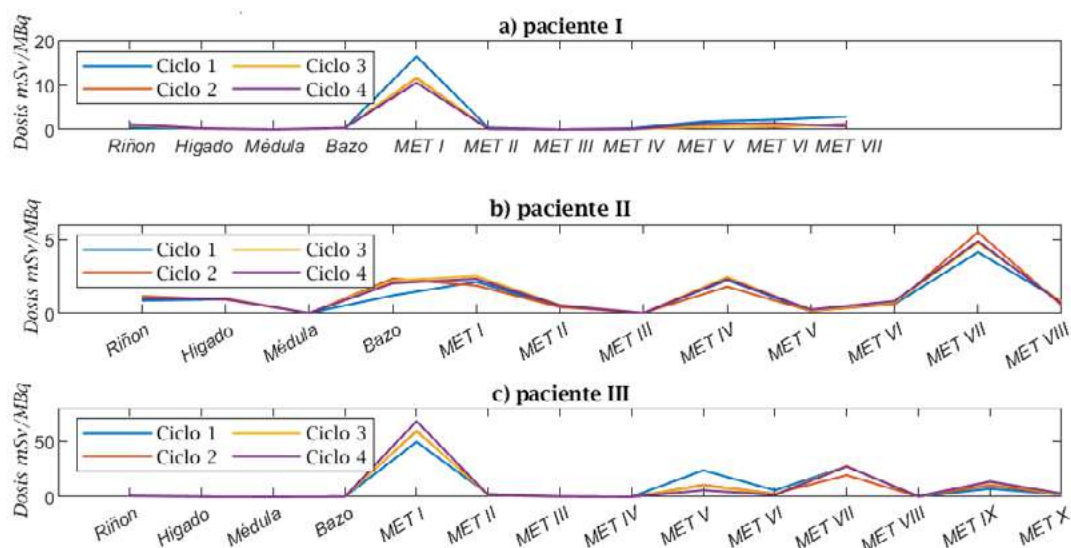
Se encontró también una alta correlación entre la dosis efectiva con la tasa de dosis a 1 metro y con la captación de la gamma-cámara (valores R de 0.79 y 0.71, respectivamente).

En cuanto a los valores de dosis obtenidos a órgano, se corroboró que las dosis en los órganos de riesgo son muy inferiores a las de los tumores (aprox. 80%, FIGURA 2a), siendo la menor recibida en médula y las mayores las de riñón y bazo (FIGURA 2b), resultados coherentes con la bibliografía [3]. Con correlaciones moderadas entre sus  $T_{1/2}$  y la dosis ( $R \sim 0.5$ ).

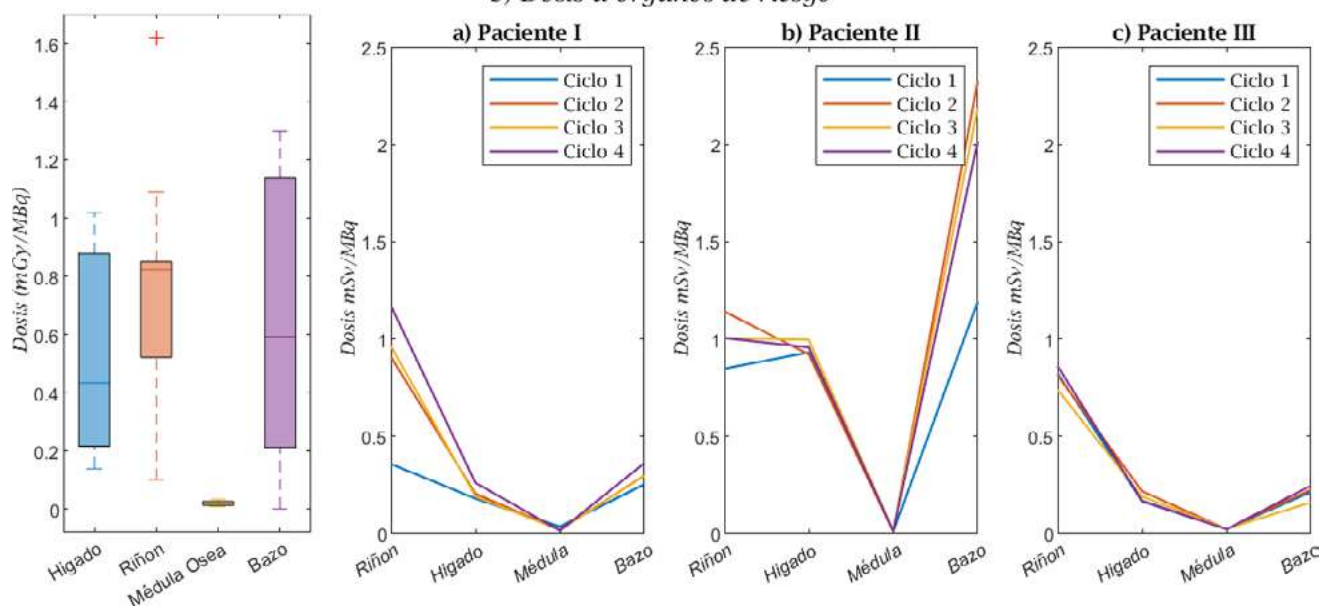


## Figura 2

a) Comparativa de dosis a órganos de riesgo y metástasis



b) Dosis a órganos de riesgo



### CONCLUSIONES

Si bien se obtuvieron resultados estadísticamente significativos entre la dosis efectiva y la dosis absorbida en hígado y bazo, y entre la tasa de dosis a un metro y la captación gammagráfica, se considera necesario aumentar el número de pacientes estudiados para confirmar los hallazgos.

### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DOI:10.1016 J.REMN.2021.02.006
- <sup>2</sup> DOI: 10.1007/s00259-014-2824-5
- <sup>3</sup> DOI: 10.1097/RLU.0B013E3182814Ac1



# CARACTERIZACIÓN DE LOS COEFICIENTES DE ATENUACIÓN EN FUNCIÓN DEL ESPESOR PARA LU-177 Y TC-99M EN UNA GAMMACÁMARA

Estrada García, R. (1); Perez Fuentes, L. (1); Escobar Cerezo, J. (2)

(1) Hospital Universitario Virgen de las Nieves, (2) Hospital Universitario Clínico San Cecilio

PALABRAS CLAVE: LU-177, TC-99M, COEFICIENTES DE ATENUACIÓN, GAMMACÁMARA

## INTRODUCCIÓN

La inclusión de nuestro centro en un ensayo clínico que emplea  $[^{177}\text{Lu}]\text{Lu-DOTA-TATE}$  para teragnosis en pacientes con Glioblastomas Multiformes desencadenó la necesidad de caracterizar este radioisótopo en nuestra gammacámara.

La atenuación de la captación en la zona abdominal de los pacientes puede ser considerable. Se propone corregir dicha atenuación mediante un estudio de transmisión pretratamiento del paciente empleando una fuente plana inundable de Tc-99m.

Para evaluar la transmisión del paciente cuando se le hace el rastreo con la fuente de Tc-99m, y compararlo con lo obtenido en el rastreo postratamiento con Lu-177, presentamos en este trabajo los coeficientes de atenuación de nuestra gammacámara para ambos radioisótopos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplean 2 placas de petri de 10 cm de diámetro rellenas de forma homogénea con actividades de 24.2 MBq de Tc-99m y 18.5 MBq de Lu-177. Se adquieren imágenes estáticas a distancia fuente-colimador de 35 cm. Se han usado espesores de absorción de 0, 2, 4, 8, 12, 16 y 20 cm, con placas de agua sólida RW3 (PTW).

Se emplea una gammacámara Symbia T2 (Siemens Healthineers), colimadores MEGP, matriz de 256 x 256 y ventanas de energía para el Lu-177 del 15% ( $\pm 7.5\%$ ) en 208.36 keV y para el Tc-99m del 20% ( $\pm 10\%$ ) en 140 keV. La duración de cada imagen fue de 300 s. Se adquieren 14 imágenes por fuente, 7 por cada cabezal de la gammacámara.

Para el análisis empleamos ImageJ y Excel. Con una ROI idéntica en el centro de cada una de las fuentes, se estudia el número de cuentas en función del espesor de absorción colocado encima de la fuente, aplicando una corrección por el decaimiento físico del radioisótopo.

## RESULTADOS

Se representa en la FIGURA 1 las cuentas en función del espesor másico de absorción para cada radioisótopo. Una vez ajustados, los coeficientes de atenuación obtenidos son 0.1130  $\text{cm}^2/\text{g}$  para el Lu-177 y 0.1245  $\text{cm}^2/\text{g}$  para el Tc-99m. Teniendo en cuenta la desigualdad en actividades de las fuentes, el ratio entre los coeficientes del Lu-177 y del Tc-99m a igual actividad es de 1.1873.

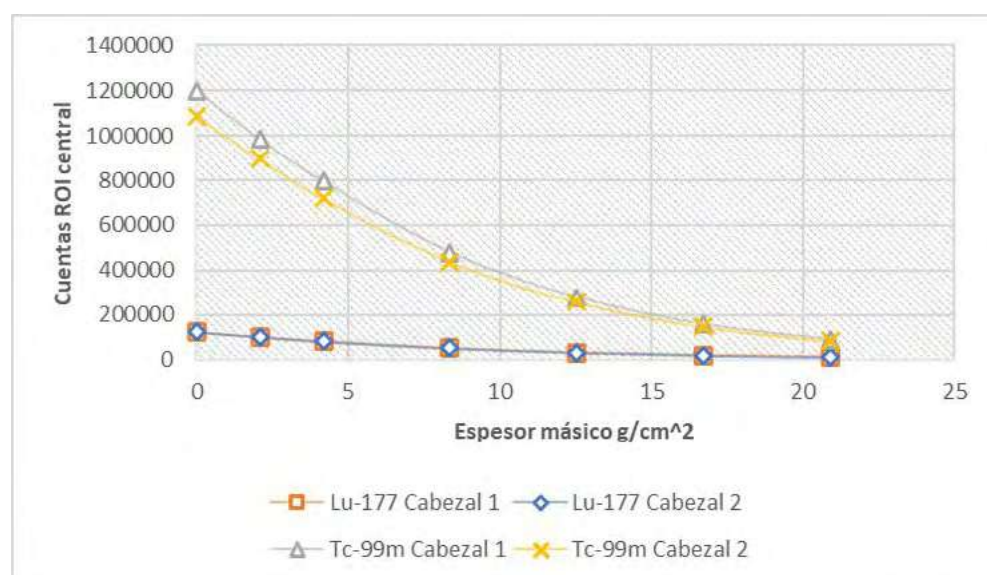


FIGURA 1. Cuentas atenuadas en función del espesor másico colocado sobre la fuente.



## DISCUSIÓN

El rastreo pretratamiento del paciente con una fuente inundable de Lu-177 no es el más adecuado desde el punto de vista de protección radiológica. Al no disponer de una fuente plana de Co-57 en nuestro centro, decidimos usar una fuente inundable de Tc-99m y caracterizar con este trabajo la relación entre ambos radioisótopos para la configuración de adquisición postratamiento con Lu-177. Estos resultados nos permiten efectuar una corrección de atenuación con la consecuente mejora en las imágenes.

## CONCLUSIONES

Se obtienen los coeficientes de atenuación para una fuente de Lu-177 y otra de Tc-99m con el fin de realizar un rastreo pretratamiento de transmisión a los pacientes y así poder corregir por atenuación las imágenes de transmisión postratamiento.

---

# MÉTODO INDIRECTO CON MEDIDAS DE TASA DE EQUIVALENTE DE DOSIS PARA ESTIMAR LA ACTIVIDAD EXCRETADA DURANTE LA ADMINISTRACIÓN DEL RADIOFÁRMACO EN TERAPIA CON MIBG

Martínez Sánchez, M. (1); Sánchez López, R. (1); Sáez Beltrán, M. (1); García Riñón, D. (1); Yang, G. (1); Huertas Martínez, C. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Valdívía, J. L. (1); Sánchez Muñoz, F. J. (1) (1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: MIBG TUMOR NEUROENDOCRINO ACTIVÍMETRO ORINA EXCRECIÓN TERAPIA RADIOFÁRMACO

## INTRODUCCIÓN

La terapia con meta-iodobencilguanidina (mIBG) usa  $^{131}\text{I}$  para tratar tumores neuroendocrinos del sistema gastrointestinal. La actividad remanente en el paciente, que se utiliza para calcular la dosis absorbida a cuerpo completo, se estima a partir de sucesivas medidas de la tasa de equivalente de dosis ambiental.

Para relacionar actividad con tasa, es necesario una primera medida de tasa justo al terminar la administración del radiofármaco (de 2 horas de duración) y antes de la primera orina. Pero si el paciente orina antes de esta medida, para conseguir una correcta correspondencia actividad-tasa, la actividad expulsada debe conocerse y sustraerse en los cálculos de aquella que se administra. En este trabajo se presenta un método indirecto para estimar dicha actividad expulsada.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La administración y las medidas se realizaron con el paciente sobre la cama, en posición decúbito supino, lo más alejado posible del detector. Este era una sonda TRF modelo GSHL7v3.1, conectada a la base modelo GMR7L71NCv5.5, sujeta al techo encima del paciente. Paciente, gotero y detector permanecieron en todo momento en la misma posición relativa, salvo durante la excreción.



FIGURA 1. Ubicación del detector

Se tomaron las siguientes cuatro medidas de tasa:

- $\dot{D}_0$ : al comenzar la inyección. Corresponde a la actividad inicial  $A_0$ , cuando se encuentra enteramente en el gotero.
- $\dot{D}_1$ : antes de la excreción. A ella contribuye la fracción de actividad inyectada,  $\lambda_{nu}$ , y la que queda en la bolsa,  $1 - \lambda_{nu}$
- $\dot{D}_2$ : después de la excreción.
- $\dot{D}_3$ : al terminar la inyección, a la que solo contribuye la actividad en el paciente  $A_0 - a$ .

Si  $\lambda$  convierte la actividad de la bolsa en tasa de equivalente de dosis ambiental,  $K$  hace lo propio con la actividad del paciente y  $\lambda$  es la actividad excretada que se desea conocer, se estableció el siguiente sistema de ecuaciones:



$$\dot{D}_0 = A_0 H$$

$$\dot{D}_1 = \lambda n u A_0 K + (1 - \lambda n u) A_0 H$$

$$\dot{D}_2 = (\lambda n u A_0 - a) K + (1 - \lambda n u) A_0 H$$

$$\dot{D}_3 = (A_0 - a) K$$

Se ha considerado que el tiempo que tarda el paciente en orinar es despreciable frente a la duración de la administración.

Además, para comparar, después de todo el procedimiento la actividad de la orina expulsada se midió con un activímetro Atomlab 500.

#### RESULTADOS

Se obtuvieron las siguientes medidas:  $\dot{D}_0 = 690 \mu\text{Sv/h}$  y  $\dot{D}_1 = 435 \mu\text{Sv/h}$ . Además, la actividad inicial fue de

$$\dot{D}_2 = 415 \mu\text{Sv/h} \quad \dot{D}_3 = 220 \mu\text{Sv/h} \quad A_0 = 242,8 \text{ mCi}$$

La resolución del sistema de ecuaciones proporciona una actividad expulsada al comienzo de la administración de  $a = 20,2 \text{ mCi}$ . Por otro lado, la medida con el activímetro en ese momento fue de  $a_{\text{activímetro}} = 21,6 \text{ mCi}$ .

#### DISCUSIÓN

Comparando el valor de  $\Pi$  con  $a_{\text{activímetro}}$  se obtiene un error relativo del  $6\%$ . Dadas las incertidumbres inherentes a todo el proceso (posicionamiento del paciente, lecturas de los equipos, etc.), el resultado proporcionado por el método indirecto se considera aceptable.

#### CONCLUSIONES

Se ha presentado un método indirecto para estimar la actividad perdida por la orina durante la administración del tratamiento con mIBG. Aunque el resultado es razonable, es necesario ponerlo en práctica con más pacientes.

## EFFECTO DE VOLUMEN PARCIAL EN EL TRATAMIENTO DE TUMORES HEPÁTICOS PEQUEÑOS CON Y-90. CÁLCULO DE COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN

Picón García, F. (1); Sánchez Esperón, J. (1); Ferrer Aparicio, M. (2); Perucha Ortega, M. (1); Luis Simon, F. J. (1)  
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA PERSONALIZADA, EFECTO DE VOLUMEN PARCIAL, COEFICIENTES DE RECUPERACIÓN

#### INTRODUCCIÓN

En nuestra institución se realiza dosimetría personalizada en el tratamiento de hepatocarcinoma con microesferas de Y90. El principal objetivo de este procedimiento es calcular la actividad de radiofármaco a administrar a cada paciente.

El cálculo de la dosis absorbida en las estructuras de interés, entre ellas las zonas tumorales, se realiza a partir de la actividad a administrar y de la distribución de los macroagregados de Tc-99m usados en la simulación. Este cálculo se ve comprometido en el caso de tumores de pequeño volumen a causa del efecto de volumen parcial.

El objetivo de este estudio es calcular los coeficientes de recuperación asociados al efecto de volumen parcial para corregir las dosis absorbidas en tumores de pequeño tamaño.

#### MATERIALES Y MÉTODOS

Los coeficientes de recuperación se definen como la razón entre la actividad observada y la teórica dentro de la estructura de interés en un estudio SPECT-CT.

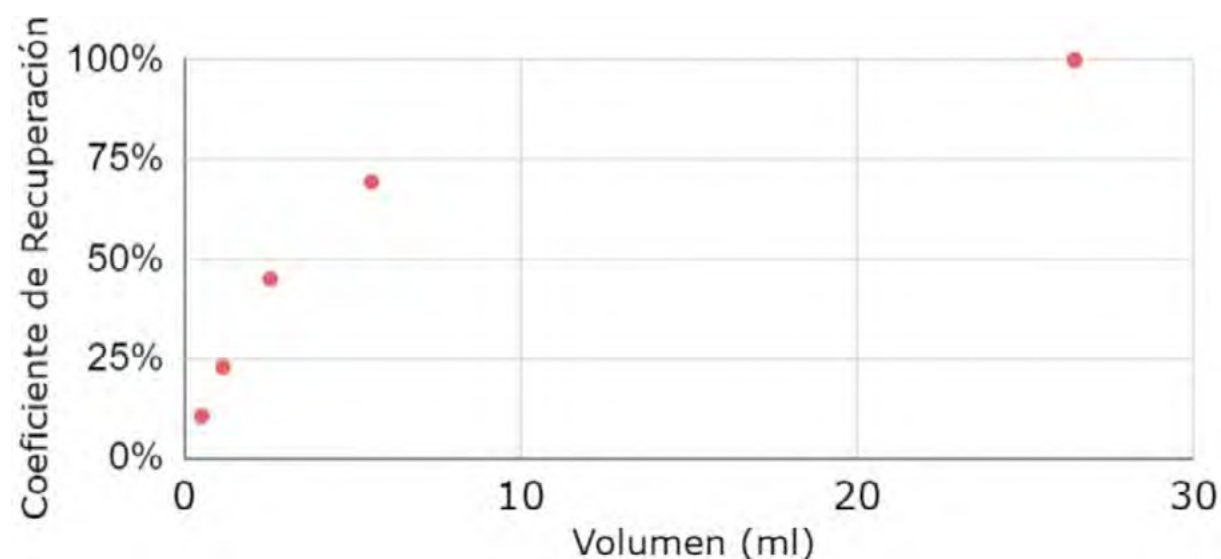


Para calcular los coeficientes se ha utilizado un maniquí "NEMA IEC PET Body Phantom Set". Se ha preparado una disolución de 30,61 mCi de 2 mL en 60 mL de agua destilada, con la que se han rellenado las esferas del maniquí. Se realiza un estudio SPECT-CT con el mismo protocolo y el mismo equipo utilizado en la simulación del tratamiento en un paciente real (Siemens Symbia T6).

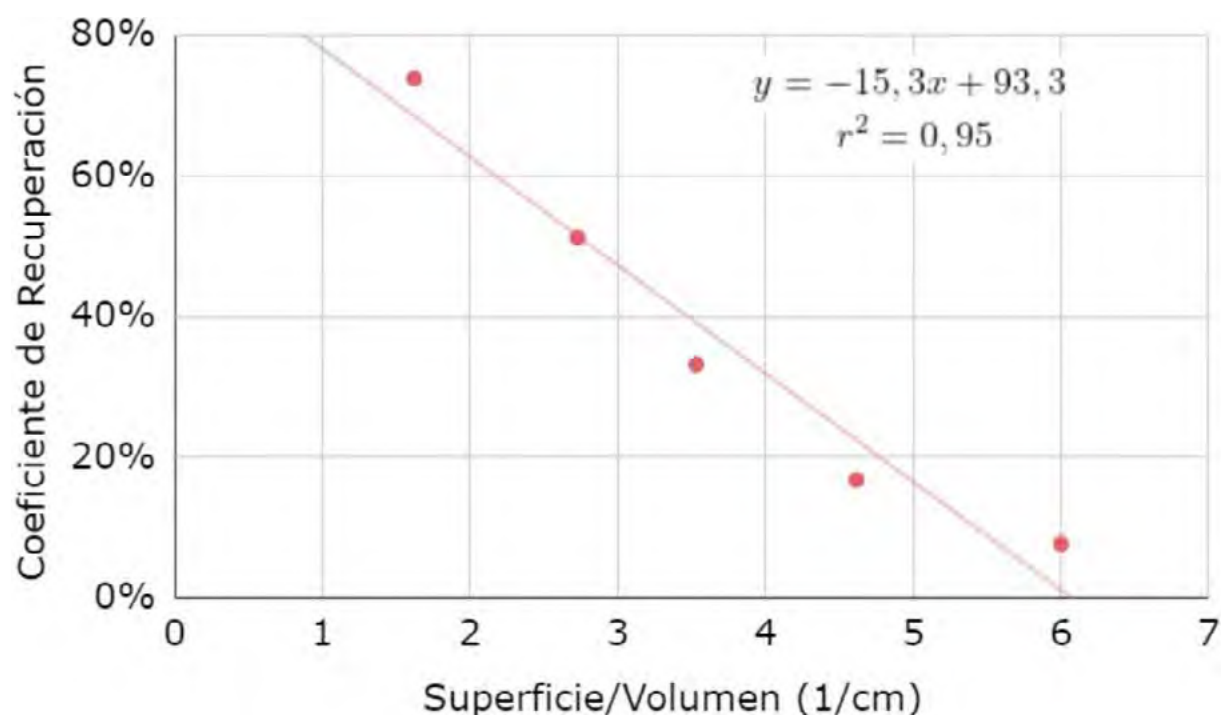
Utilizando el software Gold 3 Hermes Hybrid Viewer se lleva a cabo una fusión entre el SPECT y el CT y se obtiene la actividad observada en cada esfera. Finalmente, se calculan los coeficientes de recuperación utilizando la actividad teórica en cada esfera.

## RESULTADOS

En la FIG. 1 se muestran los coeficientes de recuperación obtenidos en función del volumen de cada esfera. Se normalizan al valor del coeficiente de la esfera mayor para tener en cuenta la calibración, la corrección de atenuación y otros efectos. La corrección introducida por el efecto de volumen parcial es más importante para volúmenes pequeños, y se hace despreciable para distribuciones de actividad de mayor tamaño.



En la FIG. 2 se representan los coeficientes de recuperación calculados en función de la razón superficie/volumen de cada esfera. Se realiza una regresión lineal.







## DISCUSIONES

Se encuentra una relación lineal entre el coeficiente de recuperación y la razón superficie-volumen de la estructura estudiada. Grings et al (1) presenta un ajuste análogo obtenido con el mismo equipo de imagen.

Los resultados de nuestro ajuste (pendiente y ordenada en el origen) presentan tan solo un 6,5% y 4,9% de diferencia relativa respectivamente frente al calculado en la bibliografía.

La expresión analítica obtenida podrá usarse durante la dosimetría para estimar la corrección por efecto de volumen parcial en el caso de tumores pequeños.

## CONCLUSIONES

Se han calculado experimentalmente los coeficientes de recuperación asociados al efecto de volumen parcial, con un ajuste que estima la corrección asociada a dicho efecto en los procedimientos de dosimetría personalizada.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> GRINGS, A., ET AL. THE MAGNITUDE OF THE PARTIAL VOLUME EFFECT IN SPECT IMAGING OF THE KIDNEYS: A PHANTOM STUDY. EJNMMI PHYS 9, 18 (2022).

# COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE REGISTRO DE IMAGEN FUNCIONAL- ANATÓMICA EN LA VALORACIÓN PRETRATAMIENTO DE RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON <sup>90</sup>Y

Velasco Fernández, C. (1); Camacho López, C. (1); Marín López, T. (1); Asensio Llobat, F. (1); Mosquero Cereijo, I. (1); Lusa Agüero, T. (1) *(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia*

PALABRAS CLAVE: REGISTRO, CORREGISTRO, SPECT, RADIOEMBOLIZACIÓN, <sup>90</sup>Y

## INTRODUCCIÓN

En el tratamiento de lesiones hepáticas mediante radioembolización con esferas de <sup>90</sup>Y, la valoración pre-tratamiento con imagen SPECT de la distribución de <sup>99m</sup>Tc-MAA resulta determinante para el cálculo de la actividad de <sup>90</sup>Y a administrar y la estimación de dosis absorbida por el tejido hepático perfundido.

Cuando esta imagen es simplemente imagen SPECT (sin CT), los tejidos hepáticos relevantes en el tratamiento se delimitan en una imagen radiológica independiente, no corregistrada con el SPECT <sup>99m</sup>Tc-MAA, y posteriormente se hace el registro entre ambas. Este registro manual supone cierta incertidumbre en la localización de la imagen captante dentro del volumen hepático perfundido y, por ende, en la estimación de la actividad y la dosis absorbida.

El objetivo de este trabajo es estudiar un método de registro de las imágenes pretratamiento que reduzca dicha incertidumbre.

## MATERIAL/MÉTODOS

En la imagen de valoración de once pacientes se colocaron tres marcas superficiales puntuales de <sup>99m</sup>Tc, que señalaban zonas anatómicas fácilmente reconocibles en la imagen radiológica: esternón y dos costillas flotantes.

El registro de la imagen radiológica con el SPECT se realizó de dos maneras:

Método 1: colocando el área captante de <sup>99m</sup>Tc atendiendo a fronteras anatómicas visibles en la imagen radiológica.

Método 2: atendiendo además a la posición de las tres marcas.

En los once pacientes se realizó cada registro por cuatro observadores independientes y se prescribió la actividad necesaria para no superar la dosis absorbida limitante en parénquima perfundido sano. Se registraron las dosis absorbidas promedio en el volumen tumoral, DT.

La delimitación de volúmenes, el registro de imágenes y el cálculo de la distribución de dosis se ha realizado usando el sistema Simplicit<sup>90</sup>Y™ (Mirada Medical y BTC), usando dosimetría tridimensional a nivel de voxel.



Se ha analizado la correlación y la significancia estadística de los resultados mediante el test de Pearson y el test T de Student, con intervalo de confianza del 95%.

## RESULTADOS/DISCUSIÓN

|                  | OBSERVADOR 1             |                   | OBSERVADOR 2             |                   | OBSERVADOR 3             |                   | OBSERVADOR 4             |                   | INTEROBSERVADOR |                   |
|------------------|--------------------------|-------------------|--------------------------|-------------------|--------------------------|-------------------|--------------------------|-------------------|-----------------|-------------------|
|                  | Dosis media a Tumor (Gy) |                   | Dosis media a Tumor (Gy) |                   | Dosis media a Tumor (Gy) |                   | Dosis media a Tumor (Gy) |                   |                 |                   |
|                  | Método 1                 | Método 2          | Método 1                 | Método 2          | Método 1                 | Método 2          | Método 1                 | Método 2          | Test de Pearson | Test T de Student |
| PACIENTE 1       | 339                      | 241               | 200                      | 270               | 173                      | 184               | 174                      | 168               | 0,494           | 0,453             |
| PACIENTE 2       | 32                       | 123               | 160                      | 90                | 166                      | 226               | 113                      | 104               | 0,205           | 0,363             |
| PACIENTE 3       | 87                       | 8                 | 102                      | 310               | 100                      | 9                 | 274                      | 215               | 0,730           | 0,394             |
| PACIENTE 4       | 35                       | 37                | 121                      | 79                | 35                       | 79                | 120                      | 1034              | -0,563          | 0,348             |
| PACIENTE 5       | 190                      | 384               | 336                      | 503               | 159                      | 391               | 147                      | 305               | 0,924           | 0,010             |
| PACIENTE 6       | 89                       | 34                | 74                       | 36                | 102                      | 50                | 102                      | 46                | 0,810           | 0,000             |
| PACIENTE 7       | 73                       | 70                | 143                      | 68                | 76                       | 94                | 76                       | 77                | -0,497          | 0,231             |
| PACIENTE 8       | 114                      | 173               | 80                       | 67                | 75                       | 85                | 76                       | 91                | 0,949           | 0,260             |
| PACIENTE 9       | 431                      | 410               | 112                      | 277               | 269                      | 288               | 261                      | 183               | 0,614           | 0,399             |
| PACIENTE 10      | 505                      | 634               | 489                      | 505               | 736                      | 879               | 579                      | 766               | 0,927           | 0,140             |
| PACIENTE 11      | 485                      | 330               | 642                      | 395               | 625                      | 782               | 277                      | 519               | 0,181           | 0,498             |
| INTRA-OBSERVADOR | Test de Pearson          | Test T de Student | Test de Pearson          | Test T de Student | Test de Pearson          | Test T de Student | Test de Pearson          | Test T de Student |                 |                   |
|                  | 0,05                     | 0,47              | 0,76                     | 0,47              | 0,96                     | 0,33              | 0,47                     | 0,14              |                 |                   |

En el análisis intraobservador no se encuentran diferencias estadísticamente significativas en DT entre los dos métodos, por lo que el método 2 no supone ayuda adicional a ninguno de los observadores al registrar las imágenes. Tampoco se encuentran diferencias estadísticamente relevantes en el análisis interobservador en nueve de los once pacientes

estudiados (ver tabla 1). En los otros 2 pacientes se observa que:

En uno de ellos la captación de  $^{99m}\text{Tc}$ -MAA era muy heterogénea, lo que complica el registro según el método 1.

En el otro paciente, el área tumoral era fácilmente localizable a simple vista en la imagen radiológica. Esto condiciona el método 1 de registro, al depositar la imagen captante instintivamente sobre el área tumoral.

## CONCLUSIÓN

Con el análisis estadístico realizado, se concluye que no se obtiene ventaja significativa en el registro de imágenes al marcar zonas anatómicas identificables con  $^{99m}\text{Tc}$ .

Por tanto, bajo condiciones de trabajo sin corrección automática entre imagen anatómica y funcional, no se puede asegurar una estimación dosimétrica estadísticamente robusta, puesto que resulta irrelevante utilizar o no referencias anatómicas en la imagen funcional.

# USO DE LA DECONVOLUCIÓN PARA LA DOSIMETRÍA INTERNA DE PACIENTES CON HO166

Montes Uruén, A. (1); Liñan Rodríguez, P. M. (1); Torres Lopez, M. (1); Escalada Pastor, M. C. (1); Martinez Ortega, J. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro

## INTRODUCCIÓN

Para llevar a cabo la dosimetría interna por vóxel es necesario calcular la actividad distribuida tridimensionalmente en el paciente. Por tal motivo, se desarrolló un método que se basa en la obtención de la respuesta del sistema a una fuente puntual asociada al sistema de imagen, considerando la adquisición tomográfica y la posterior reconstrucción 3D por el software de la gammacámara a la que llamaremos "point spread function completa" (PSFC). Se asume que el sistema es lineal, lo que significa que cualquier distribución teórica de actividad, al ser convolucionada por la PSFC, producirá la imagen SPECT reconstruida en la gammacámara sin importar la tasa, el tiempo muerto, la posición de la distribución de actividad en la reconstrucción y otras posibles influencias de carácter no lineal.

Una vez calculada la PSFC, se deconvoluciona la imagen reconstruida del paciente y se obtiene una distribución de actividad original sin el emborronamiento producido por la PSFC. Además, en el proceso de deconvolución, la normalización de la PSFC obtenida aplica el factor de calibración, ya que la PSFC relaciona la imagen SPECT del maniquí con la concentración conocida, para transformar el número de cuentas en el estudio SPECT en actividad.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó un maniquí NEMA IEC Body Phantom, cuyas esferas se llenaron con una concentración de  $\text{Ho166}$  de 2.8MBq/cc. Se realizó una adquisición TC en el maniquí para generar las regiones de interés (ROI) asociadas a las esferas de diferentes tamaños. Adicionalmente, se llevó a cabo una adquisición SPECT/CT con parámetros de voxel de 4.4x4.4x4.4mm, corrección de atenuación, 2x180, 20s por imagen, paso angular de 6° y 30cm de radio. Se realizó una reconstrucción iterativa con los parámetros Hann 0.7, 5 iteraciones y 9 subsets. Posteriormente, en el software 3D Slicer 5.0 se generó una matriz 3D asignando los valores del voxel interior de las esferas con la actividad correspondiente. Se llevó a cabo la deconvolución de Wiener para obtener la PSFC entre la matriz teórica y el SPECT. Finalmente, se importaron imágenes de pacientes, obtenidas bajo las mismas condiciones de calibración, para realizar una deconvolución de Wiener y obtener la imagen final calibrada en actividad.

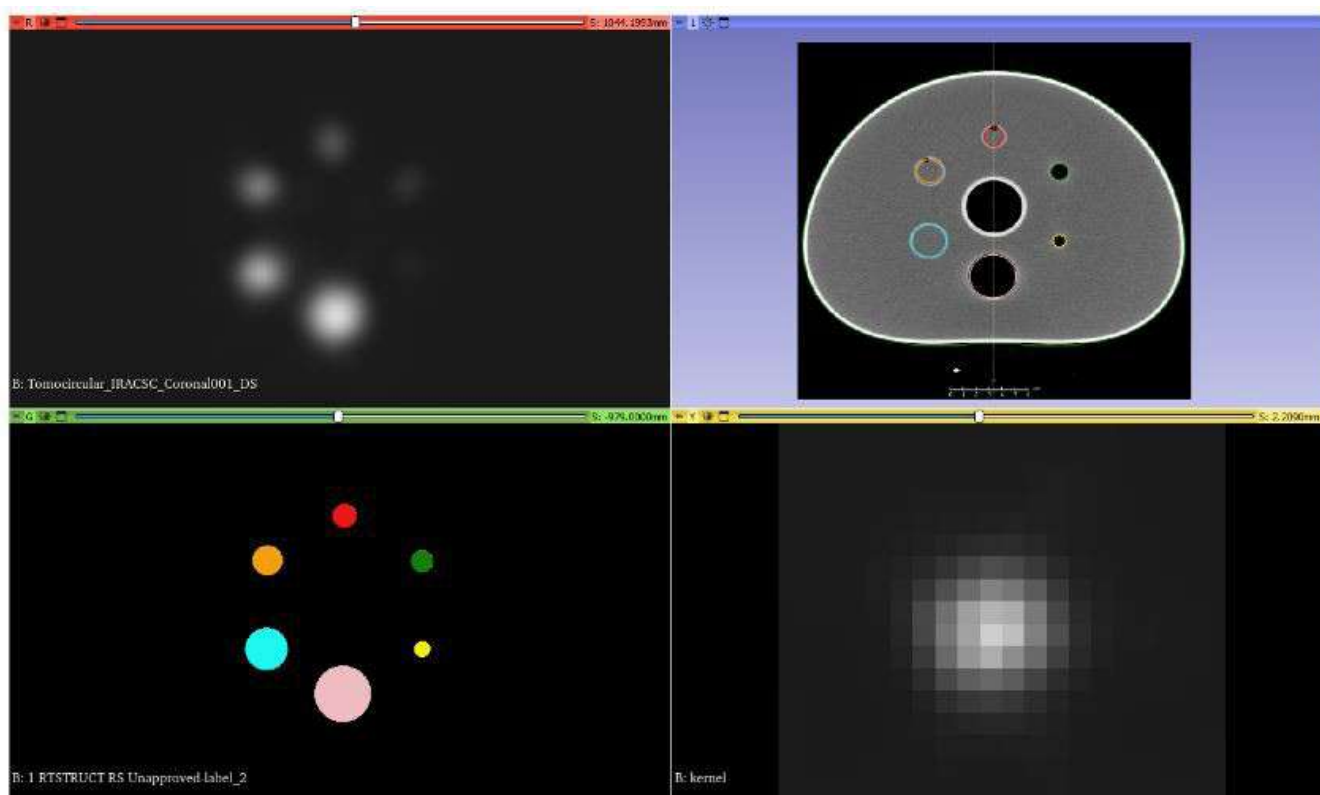


Fig 1. **Arriba izquierda:** imagen SPECT reconstruida del maniquí Nema. **Arriba derecha:** Imagen del TC para la creación de las esferas. **Abajo izquierda:** volumen 3D donde fuera de las esferas tiene valor de UH igual a 0 y dentro el valor de la actividad correspondiente a la concentración del  $\text{Ho166}$  en el voxel. **Abajo derecha** PSFC calculada.

## RESULTADOS

Analizando las imágenes según el método descrito se obtiene la PSFC, una de gaussiana tridimensional de sigma 8mm. Deconvolucinando la imagen del paciente se obtiene una distribución con una definición superior a la original.

Además, esta forma de trabajo, tiene en cuenta el coeficiente de recuperación de forma inherente.

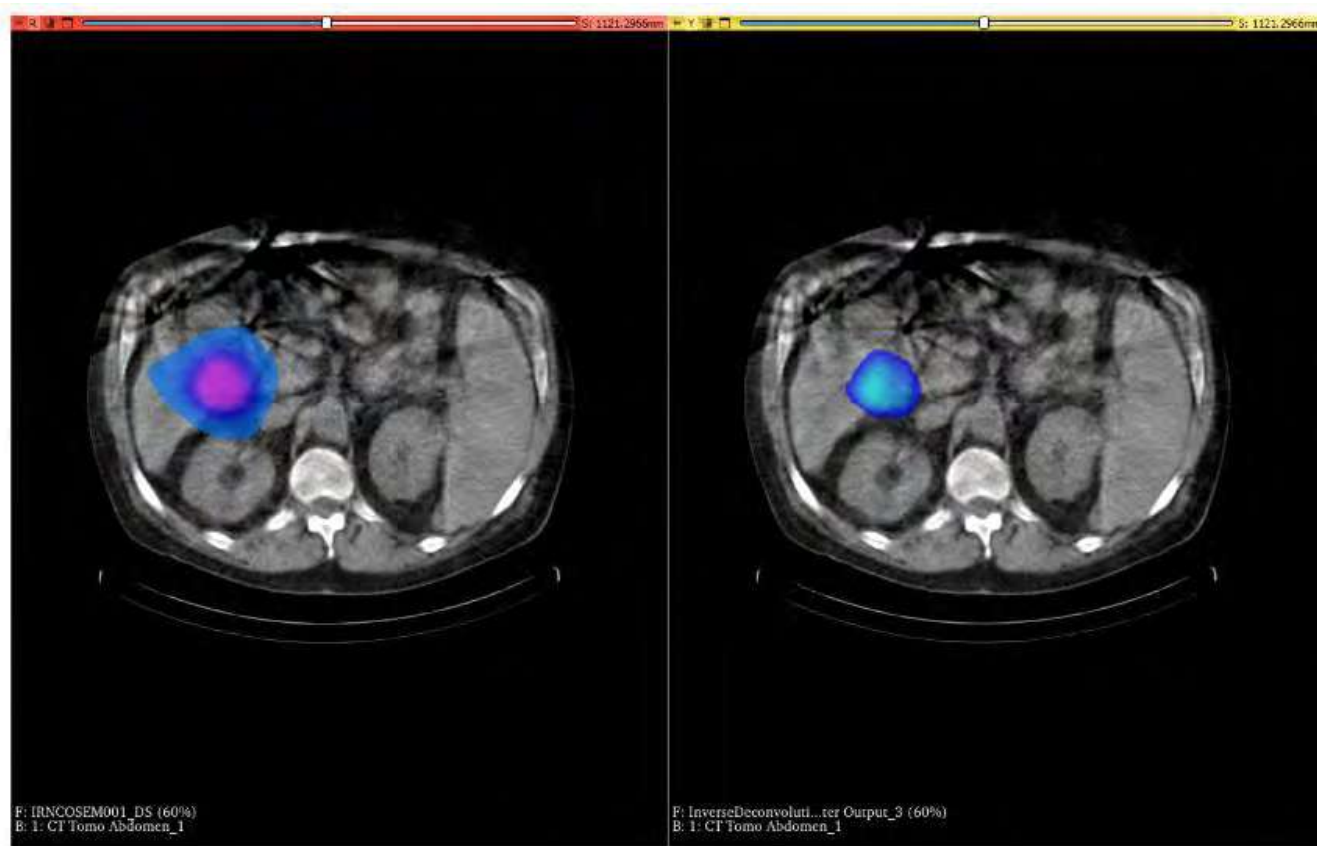


Fig2. **Izquierda:** Imagen SPECT paciente con Ho166. **Derecha:** imagen deconvolucionada, se puede observar que se potencian los detalles de la distribución de actividad frente al emborronamiento del SPECT.

## CONCLUSIONES

El método propuesto permite calcular una función equivalente a la PSF, que llamamos PSFC, y que incluye los aspectos asociados a la adquisición-reconstrucción para este isótopo y que permite reducir sus efectos en el emborronamiento, mejorando así la evaluación dosimétrica. El proceso podría realizarse con cualquier otro isótopo en forma líquida, lo que permitiría aplicar este método a otros tratamientos.

## ¿SON SUFICIENTES LAS RECOMENDACIONES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DADAS POR EL DOCUMENTO DEL FORO PARA CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES ABLATIVO?

Granado Olmedo, J. M. (1); Baeza Monedero, C. J. (2); Angulo Paín, E. (1); Castro Ramírez, I. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta del Mar, (2) Hospital Universitario Virgen Macarena

PALABRAS CLAVE: TASA DE DOSIS, ALTA RADIOLÓGICA, PERIODO EFECTIVO DE ELIMINACIÓN

## INTRODUCCIÓN

La opción terapéutica habitual del cáncer diferenciado de tiroides consiste en la extirpación quirúrgica combinada con la terapia metabólica con  $^{131}\text{I}$ . La utilidad terapéutica es debida a la emisión beta del  $^{131}\text{I}$  al decaer a  $^{131}\text{Xe}$  emitiendo este último radiación gamma. Dicha emisión, además del porcentaje de eliminación del radionúclido a través de la orina, obliga a tomar medidas



de protección radiológica tras la administración del radionucleido. Se pretende verificar a partir de medidas dosimétricas si el tiempo en que se mantienen las recomendaciones es suficiente para asegurar la protección radiológica del colectivo más cercano.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En el estudio se incluyen 98 pacientes no ambulatorios cuyas actividades administradas varían entre 80 y 150 mCi de <sup>131</sup>I. Tras la ingestión el paciente queda hospitalizado en régimen de aislamiento hasta que la tasa de dosis medida a 1 metro del paciente sea menor a 40  $\mu\text{Sv/h}$  a la altura del tiroides. Cumplida esta condición y comprobado que el paciente es capaz de entender y cumplir las recomendaciones dadas por el Servicio de Radioprotección, se emite el alta radiológica donde se detallan las pautas a seguir y el número de días una vez se encuentre en su entorno habitual. El día del alta radiológica se considerará como día 0. Se recomienda que el paciente vuelva a su rutina diaria normal en la mañana del día siguiente de la finalización de las restricciones. Respecto del colectivo cercano al paciente, estarán dentro de estudio las personas menores de 60 años.

Las tasas de dosis se midieron con los detectores Raysafe 452 y LamseEris 2.

Se estudiaron dos variables: El tiempo efectivo de eliminación entre el momento del alta radiológica y día del rastreo y la interpolación de la tasa de dosis a 1 metro al momento de finalizar las recomendaciones utilizando la ecuación de decaimiento radiactivo.

## RESULTADOS

Se obtuvieron los tiempos efectivos de eliminación cuya mediana es de 24.17 horas y unos valores máximos y mínimos de 54.67 y 7.67 horas respectivamente.

Por otro lado, se obtuvo para la tasa de dosis interpolada al momento de finalización de las restricciones una mediana de 1.59  $\mu\text{Sv/h}$  y unos valores máximos y mínimos de 7.8  $\mu\text{Sv/h}$  y 0.04  $\mu\text{Sv/h}$ .

## DISCUSIÓN

El periodo efectivo de eliminación según el documento del foro es de 3 días. Sin embargo, todos los resultados obtenidos quedan por debajo de dicho valor.

En referencia a la tasa de dosis interpolada, para todos los pacientes analizados se obtienen valores para los que el documento del foro no lleva asociados días de restricciones tras el alta radiológica por ser menores a 10  $\mu\text{Sv/h}$  a 1 metro del paciente.

## CONCLUSIONES

Se comprueba que los días de restricciones asociados a los diferentes valores de tasa de dosis a 1 metro del paciente son suficientes para que una vez finalizadas, el colectivo más cercano al paciente se exponga a valores que no superen los límites de dosis de público.

# CARACTERIZACIÓN DE BROAD QUANTIFICATION DE SIEMENS PARA EL CÁLCULO DE DOSIS EN PACIENTES TRATADOS CON LU-177-DOTATATE

Fernandez Iglesias, A. (1); Perez Gomez, F. (1); Caudepon Moreno, F. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); De la Llana Granja, V. (1); Lamaison, M. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Bragado Alvarez, L. (1); Pellejero Pellejero, S. (1)  
(1) Hospital Universitario de Navarra

PALABRAS CLAVE: BROAD QUANTIFICATION, LU-177-DOTATATE, ITERACIONES

## INTRODUCCIÓN

Una de las opciones para realizar cálculos dosimétricos en pacientes tratados con Lu-177-DOTATATE es obtener imágenes de SPECT/CT cuantificadas en Bq/mL. La casa comercial Siemens ofrece este tipo de imágenes a través del paquete de cuantificación Broad Quantification. El objetivo de este trabajo es seleccionar la reconstrucción óptima de este paquete para poder emplearla en el cálculo de dosis en pacientes tratados con Lu-177-DOTATATE.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza la calibración del paquete Broad Quantification en un SPECT/CT Symbia Intevo 6 siguiendo el manual del equipo. Tras la calibración, se adquieren imágenes de un maniquí cilíndrico (volumen 5700 mL) con una concentración conocida de Lu-177 (0.27 MBq/mL). Los parámetros empleados para la adquisición de estas imágenes son los mismos usados clínicamente:



- Colimador de Energías Medias y Propósito General Energía del fotopico: 208 keV (ventana del 20%)
- Ventanas de scatter superior e inferior adyacentes al fotopico y ventana del 10% Matriz 128x128
- 128 proyecciones de 25 s
- Órbita no-circular, contorno automático Modo Step and Shoot

Los parámetros de reconstrucción empleados son:

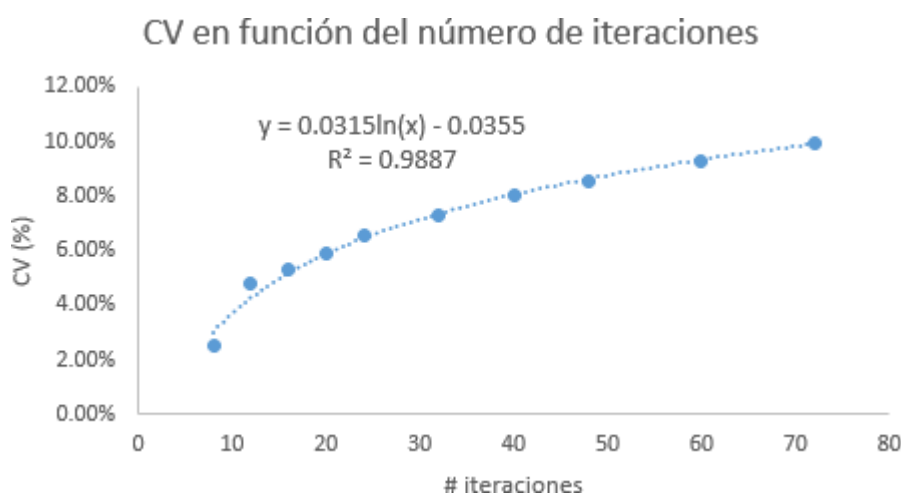
- Algoritmo de reconstrucción: OSCGMM (método de gradiente conjugado) Matriz: 128x128
- Iteraciones: 8, 12, 16, 20, 24, 32, 40, 48, 60, 72
- Subconjuntos: 1
- Correcciones: Atenuación, dispersión, decaimiento Filtros de suavizado: Ninguno

Estas imágenes se emplean para evaluar la exactitud de la calibración y caracterizar el ruido (mediante el coeficiente de variación medido en una VOI de 5 cm de diámetro) de las distintas configuraciones de reconstrucción seleccionadas.

Por otro lado, se realizan adquisiciones y reconstrucciones con estos mismos parámetros para un paciente tratado con Lu-177-DOTATATE a las 24h, 48h y 168h desde la administración. En éstas se calcula la dosis absorbida de 2 lesiones (volúmenes 85 mL y 21 mL) siguiendo el flujo de trabajo "MRT: Dosimetry with Multiple SPECT/CTs" proporcionado por MIM Software 7.2.7. (la curva tiempo-actividad se obtiene ajustando la actividad a nivel de órgano a una función monoexponencial).

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La exactitud de la concentración de actividad medida en el maniquí cilíndrico no depende del número de iteraciones empleadas, mientras que el coeficiente de variación aumenta a medida que se incrementa el número de actualizaciones de la reconstrucción iterativa (ver Imagen 1).

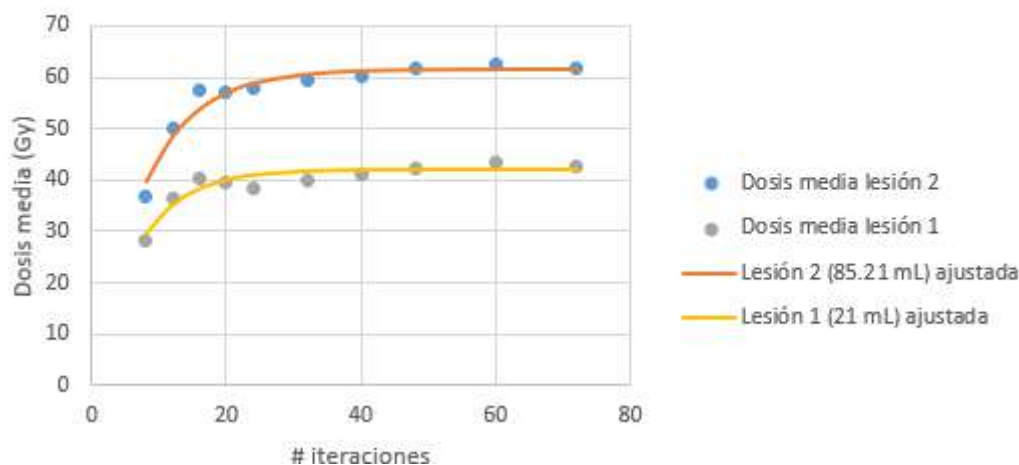


Sin embargo, en el cálculo de dosis realizado a un paciente, se observa que un número insuficiente de actualizaciones puede provocar la infraestimación de la dosis absorbida (imagen 2). Asimismo, se observa una ligera tendencia ascendente en la dosis absorbida cuando el número de iteraciones es alto, que pudiera estar provocado por el incremento del ruido.





Dosis media vs número de iteraciones



## CONCLUSIONES

Se determina que el número de iteraciones óptimo para realizar cálculos dosimétricos con el paquete de cuantificación Broad Quantification es de en torno a 20 iteraciones. Un número inferior de iteraciones puede provocar una infraestimación de la dosis debido a que la imagen no ha llegado a converger, y un número superior puede provocar una ligera sobreestimación de la dosis absorbida debido a un sesgo positivo introducido por el ruido excesivo.

# DOSIMETRÍA INDIVIDUALIZADA DE MÉDULA ÓSEA EN TRATAMIENTOS CON LU-177

Pena Vaquero, S. (1); Andrés Rodríguez, C. (2); Soto Angona, R. (1); Hurtado Romero, A. (1); Villar Vázquez, C. (1); Agulla Otero, M. (1); Donís Gil, S. (1); del Castillo Belmonte, Á. (1); Antón García, D. (1); Miguel Pérez, D. (1); Alonso Hernández, D. (1); de Frutos Baraja, J. (1); Torres Cabrera, R. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA,  $^{177}\text{Lu}$ , MÉDULA ÓSEA

## INTRODUCCIÓN

La medicina nuclear, especialmente en su vertiente terapéutica, está en auge. La administración de altas actividades, como el caso del  $\text{Lu}^{177}$ , puede generar efectos secundarios en órganos y tejidos sanos. Este hecho hace que sea necesario cuantificar las dosis que les llegan para evaluar la viabilidad de posibles tratamientos futuros.

Los sistemas de imagen no siempre son los más adecuados para realizar esta función, siendo necesarios otros equipos, como en el caso de la dosimetría de médula ósea.

El objetivo de este trabajo es desarrollar un protocolo de dosimetría individualizada para médula ósea basada en muestras de sangre y medidas de la tasa externa de dosis.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizan nueve pacientes con tumores neuroendocrinos positivos al receptor de la somatostatina tratados cada uno con hasta 4 ciclos de 7.4 GBq de  $\text{Lu}^{177}$ -DOTATATE. Tras la administración de cada ciclo se extraen seis muestras de sangre espaciadas en el tiempo, realizando simultáneamente medidas de la tasa de dosis externa a un metro del paciente con un detector de radiación ambiental.

La dosis total absorbida en médula ósea es igual a la suma de las contribuciones de las fuentes más relevantes: la propia médula y el resto del cuerpo, que recoge la contribución de las demás fuentes.



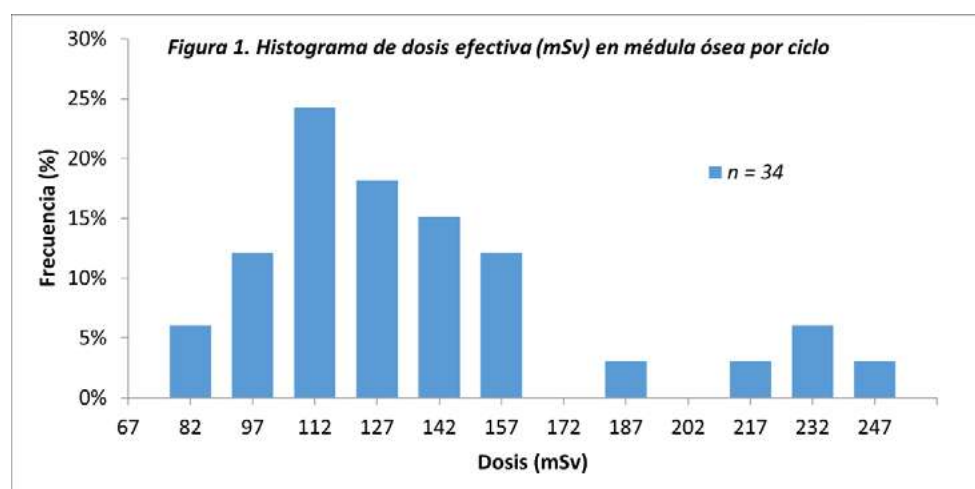
La dosis proveniente de la médula ósea (mo) se calcula mediante el producto del factor  $S_{mo/leftarrow mo}$  individualizado obtenido a partir de OLINDA 2.2 por la actividad acumulada en médula ósea. Para ello, se analiza el espectro energético de cada muestra de sangre en un contador de pozo obteniendo la concentración de actividad y ajustando a una curva bi-exponencial mediante Excel, donde un término representa el decaimiento biológico de eliminación rápida y otro el de eliminación lenta.

La dosis proveniente de la contribución del resto del cuerpo (rc) se calcula mediante la diferencia de la actividad acumulada en todo el cuerpo menos la contribución de la médula ósea, multiplicada por el factor  $S_{mo/leftarrow rc}$  individualizado. La actividad acumulada en el cuerpo se obtiene a partir de un nuevo ajuste bi-exponencial de las actividades corporales en cada instante, estimadas a partir de la constante de tasa de dosis-actividad calculada con la medida de tasa de dosis inicial.

## RESULTADOS

La mediana de la dosis efectiva en médula ósea por ciclo es de  $116 \pm 43$  mSv, siendo inferior a 150 mSv en el 85 % de los casos (FIGURA 1).

La mediana de la dosis efectiva acumulada en pacientes que han recibido el tratamiento completo (4 ciclos) es de 499 mSv, con un máximo en un paciente de 839 mSv.



## DISCUSIÓN

Los valores obtenidos de dosis efectiva en médula ósea por ciclo coinciden con el promedio para diversos autores de 154 mSv.

Las dosis efectivas acumuladas obtenidas para todo el tratamiento están muy por debajo del límite de toxicidad de 2 Sv recomendado por la EANM.

## CONCLUSIONES

Se ha establecido un protocolo de dosimetría individualizada para médula ósea de fácil aplicación que proporciona resultados acordes con la bibliografía muy por debajo de los límites de toxicidad.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> EANM, DOSIMETRY COMMITTEE GUIDELINES FOR BONE MARROW AND WHOLE-BODY DOSIMETRY

<sup>2</sup> EANM, DOSIMETRY COMMITTEE RECOMMENDATIONS FOR DOSIMETRY OF <sup>177</sup>Lu LABELLED SOMATOSTATIN RECEPTOR AND PSMA TARGETING LIGANDS

<sup>3</sup> GWENNAËLLE MARIN, A DOSIMETRY PROCEDURE FOR ORGANS-AT-RISK IN <sup>177</sup>Lu PEPTIDE RECEPTOR RADIONUCLIDE THERAPY OF PATIENTS WITH NEUROENDOCRINE TUMOURS.



# DOSIMETRÍA EN MÉDULA ÓSEA EN TRATAMIENTOS CON I131: ANÁLISIS DE CROMOSOMAS DICÉNTRICOS FRENTE A MÉTODOS BASADOS EN TASA DE DOSIS

Soza Marañón, Á. (1); González Ruiz, C. (1); García Agrela, I. (1); Prieto Rodríguez, M. J. (1); Moreno Domene, M. (1); Fernández Martín, C. (1); Reguera Berenguer, L. (1); Orcajo Rincón, J. (1); Durán Barquero, C. (1)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

PALABRAS CLAVE: DICENTRICOS, DOSIMETRIA BIOLOGICA, TASA, DOSIS, MEDULAR

## INTRODUCCIÓN

El análisis de los cromosomas dicéntricos en la sangre periférica es considerado el 'gold standard' dentro del campo de la dosimetría biológica [4]. La técnica está acreditada por ENAC UNE-EN ISO/IEC 17025:2017 para laboratorios de ensayo y calibración con alcance a la UNE-EN ISO 19238:2014 "Estimación de dosis de radiación mediante el análisis citogenético de cromosomas dicéntricos"

En el servicio de radiofísica se emplean las medidas rutinarias de tasa de dosis de los pacientes tratados con I131 para realizar la estimación de la dosis absorbida en médula ósea [2]. Esta metodología está limitada por los recursos y lleva aparejada una incertidumbre asociada.

El objetivo de este trabajo es comparar los resultados obtenidos con ambos tipos de abordaje y su compatibilidad.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los métodos empleados son el recuento de cromosomas dicéntricos en sangre periférica [4] y el ajuste biexponencial de las medidas de tasa de dosis [2,3] en una muestra de tres pacientes.

El flujo que sigue el paciente una vez llega a la instalación es el siguiente:

1. Se toma una muestra de sangre previa a la administración del radiofármaco, que sirve de muestra de control.
2. Se administra la actividad (100 mCi).
3. Se realizan medidas de tasa de dosis a 1 m:
  - a) Después de la administración y antes de vaciar la vejiga.
  - b) A las 24 h después de orinar.
  - c) Cada 24 h en las mismas condiciones hasta el alta radiológica
  - d) A las 160 h, momento en el que se realiza la imagen de rastreo. También se extrae la sangre que se utilizará para el recuento de dicéntricos

## RESULTADOS

Se ha demostrado, de forma estadísticamente significativa, la presencia de dicéntricos en la sangre [1]. Con la administración de una actividad media y nominal de 100 mCi, la dosis absorbida en médula ósea es de 0,3 Gy, si bien no existe (se establece) correlación significativa de cantidad de radionucleido y dosis medular.

Por otro lado, el valor medio de la dosis absorbida en médula ósea derivado de las medidas de tasa de dosis es de 0,2 Gy.

## DISCUSIÓN

El límite establecido para la médula ósea es 2 Gy, y su objetivo es reducir la probabilidad de mielotoxicidad. Todas las estimaciones realizadas se encuentran por debajo de este límite, independientemente del método. Además, los valores proporcionados por ambas técnicas concuerdan con los reportados por otros métodos que emplean la tasa de dosis y/o imágenes.

Es muy interesante que dos técnicas con enfoques totalmente diferentes consigan reproducir valores de dosis absorbida en médula similares. Es necesario una muestra mayor para poder sacar conclusiones bien fundamentadas.

## CONCLUSIÓN

El abordaje de la dosimetría en pacientes tratados con I131 desde el punto de vista biológico, con un método depurado e incertidumbres controladas, se ha demostrado consistente con el basado en medidas de tasa de dosis.

## REFERENCIAS



- <sup>1</sup> REVISTA ESPAÑOLA MEDICINA NUCLEAR IMAGEN MOL. 2015; 34(SUPL 1):116. EFECTOS GENOTÓXICOS DEL TRATAMIENTO ABLATIVO CON I-131 DETERMINADO MEDIANTE EL ANÁLISIS DE DICÉNTRICOS DE SANGRE PERIFÉRICA. ¿PUEDE INFLUIR EN EL MANEJO CLÍNICO DEL PACIENTE CON CARCINOMA DIFERENCIADO DE TIROIDES?
- <sup>2</sup> RUIZ, M., FERRER, N., CÓRDOBA, D., ALONSO, L., SASTRE, J., & ARRANZ, L. (2010). DOSIMETRÍA DE PACIENTES CON CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES EN TRATAMIENTO DE TERAPIA METABÓLICA CON I-131 A PARTIR DE MEDIDAS DE TASA DE DOSIS EXTERNA. REVISTA DE FÍSICA MÉDICA, 11(1). RECUPERADO A PARTIR DE [HTTPS://REVISTADefisicamedica.es/index.php/rfm/article/view/87](https://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/view/87)
- <sup>3</sup> BARQUERO SANZ, R., FERRER GARCÍA, N., LUIS SIMÓN, J., MARTÍ-CLIMENT, J. M., MARTÍNEZ GÓMEZ, L. C., MÍNGUEZ GABIÑA, P., MONTES FUENTES, C., PLAZA APARICIO, R., & RIVAS BALLARÍN, M. ÁNGELES. (2017). PROCEDIMIENTOS RECOMENDADOS DE DOSIMETRÍA DE PACIENTES EN TRATAMIENTOS DE HIPERTIROIDISMO CON I-131. GRUPO DE TRABAJO DE DOSIS TRAS LA ADMINISTRACIÓN DE RADIOFÁRMACOS DE LA S.E.F.M. REVISTA DE FÍSICA MÉDICA, 18(2). RECUPERADO A PARTIR DE [HTTPS://REVISTADefisicamedica.es/index.php/rfm/article/view/249](https://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/view/249)
- <sup>4</sup> CYTOGENETIC DOSIMETRY: APPLICATIONS IN PREPAREDNESS FOR AND RESPONSE TO RADIATION EMERGENCIES, IAEA 2011

## PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL EN RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA CON MICROESFERAS DE Y-90

Martínez Francés, E. (1); Jiménez Albericio, J. (2); Ruiz Manzano, P. (2); Gómez González, N. (2); Castán Guerrero, C. (2); González Lizarraga, Í. (2); Vera Tena, D. (2); García Romero, A. (2); Ortega Pardina, P. (2); Calvo Carrillo, S. (2); Barranco López, A. (2)  
(1) Clínica Universidad de Navarra. Sede Madrid, (2) Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

PALABRAS CLAVE: RADIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA, MICROESFERAS Y-90, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL, DOSIMETRÍA CLÍNICA, MEDICINA NUCLEAR, TRATAMIENTOS METABÓLICOS

### INTRODUCCIÓN

El presente trabajo surge de la necesidad de actualizar el protocolo para la radioembolización hepática (REH) con microesferas de Y-90 que forma parte del Programa de Garantía y Control de Calidad en Medicina Nuclear en el H.C.U. Lozano Blesa. En particular, el Sº de Física y Protección Radiológica es el encargado de la parte de dosimetría clínica (RD601/2019), y de la protección radiológica operacional.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La dosimetría clínica llevada a cabo en los primeros casos tratados se basaba en el modelo monocompartimental. Sin embargo, Boston Scientific cedió dos licencias de prueba del software Mirada que contiene el módulo Simplicity90.

Simplicity90 ofrece la posibilidad de fusionar distintas modalidades de imagen (RMN, TC, TC contraste, SPECT-TC) y de calcular la actividad en función de la dosis según dos modelos: monocompartimental y multicompartimental. En cuanto a la protección radiológica operacional, se estudió tanto el procedimiento de simulación con macroagregados de albúmina marcados con Tc-99m, como el tratamiento con Y-90 con el objetivo de optimizar el protocolo. La muestra de casos estudiada asciende a 7. En estos se comparó la dosimetría llevada a cabo con los modelos monocompartimental y multicompartimental, observando para cada caso la diferencia de actividad calculada y la dosis en órganos de riesgo; en el plano de la protección radiológica se analizaron de forma sistemática los procedimientos establecidos y los incidentes acaecidos.

### RESULTADOS

Los resultados obtenidos son:

1. Ambos modelos dosimétricos ofrecen resultados parecidos para la actividad a administrar cuando el volumen tumoral es pequeño y con alta captación. Sin embargo, los modelos predicen dosis muy diferentes para tumor. Así, el resultado del modelo monocompartimental es el objetivo de dosis (obviamente), mientras que según el multicompartimental la dosis en el tumor alcanzará un valor cercano al producto del objetivo de dosis por la razón de captación de los tejidos Tumor/Normal.
2. Es conveniente utilizar el modelo multicompartimental para elegir la actividad a administrar en función de la dosis absorbida en el tumor y en el hígado sano.



3. La diferencia de actividad calculada según ambos modelos presenta valores muy dispersos. Es despreciable cuando se trata de tumores de pequeño volumen respecto al volumen hepático, y con alta relación T/N. Conforme estas condiciones deja de cumplirse la diferencia de actividad se hace mayor.
4. Se han establecido normas actualizadas adecuadas a la instalación. Se ha informado al personal de ellas y se le ha formado en los procedimientos actualizados.
5. Se han desarrollado checklists para la simulación y para el tratamiento con Y-90.

## DISCUSIÓN

El modelo multicompartimental resulta ser más personalizado y se ha incorporado en los procedimientos de dosimetría clínica. Nuevas normas y checklist han sido diseñados para optimizar la protección radiológica operacional. El personal ha sido informado y formado. El protocolo es un documento vivo abierto a las modificaciones oportunas.

## CONCLUSIÓN

La dosimetría clínica y la protección radiológica operacional han sido optimizadas en la REH con Y-90.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> RD601/2019. JUSTIFICACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DEL USO DE LAS RADIACIONES IONIZANTES PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LAS PERSONAS CON OCASIÓN DE EXPOSICIONES MÉDICAS. BOE NÚM. 262, DE 31 DE OCTUBRE DE 2019; 120840-120856.
- <sup>2</sup> RODRÍGUEZ-FRAILE, M. Y IÑARRAIRAEGUI, M. RADIOEMBOLIZACIÓN DE TUMORES HEPÁTICOS CON 90Y-MICROESFERAS. S.L. : ELSEVIER ESPAÑA, S.L.U Y SEMNIM., 2015.
- <sup>3</sup> BTG. MICROESFERAS DE VIDRIO DE ITRIO-90 THERASPHERE. INSTRUCCIONES DE USO.
- <sup>4</sup> GULEC, SA., STABIN, G. Y MESOLORAS, G. DOSIMETRIC TECHNIQUES IN 90Y-MICROSPHERE THERAPY OF LIVER CANCER: THE MIRD EQUATIONS FOR DOSE CALCULATIONS. J. NUCLEAR MEDICINE; 47:1209-11., 2006.
- <sup>5</sup> [HTTPS://WWW.BOSTONSCIENTIFIC.COM/EN-EU/PRODUCTS/SELECTIVE-INTERNAL-RADIATION-THERAPY/SIMPLICIT90Y.HTML](https://www.bostonscientific.com/en-EU/products/selective-internal-radiation-therapy/simplicit90y.html)
- <sup>6</sup> SEZA, A. GULEC Y SIEGEL, JEFFY A. POSTTHERAPY RADIATION SAFETY CONSIDERATIONS IN RADIOMICROSPHERE TREATMENT WITH 90Y MICROSPHERES. J. NUCLEAR MEDICINE; 48:2080-2086., 2007.
- <sup>7</sup> DEZARN, WA., Y OTROS. RECOMMENDATIONS OF THE AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE ON DOSIMETRY, IMAGING, AND QUALITY ASSURANCE PROCEDURES FOR 90Y MICROSPHERE BRACHYTHERAPY IN THE TREATMENT OF HEPATIC MALIGNANCIES. MEDICAL PHYSICS; 38:4824-45., 2011.
- <sup>8</sup> KIM, S. PETER, Y OTROS. A GUIDE TO 90Y RADIOEMBOLIZATION AND ITS DOSIMETRY. PHYSICA MEDICA 68, S.L. : ELSEVIER LTD., 2019.

## ÁREA TEMÁTICA: RD-DOSIMETRÍA DE PACIENTES

# ANALIZANDO LOS INDICADORES DE DOSIS EN ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CEREBRAL DE PACIENTES PEDIÁTRICOS EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO SON ESPASES

González Vicente, A. (1); Gil López, C. (1); Alomar Payeras, M. (1); Marí Palacios, A. (1); Font Gelabert, J. C. (1)  
(1) Hospital Son Espases

PALABRAS CLAVE: DRL, PEDIÁTRICOS, TOMOGRAFÍA, NIVELES, CTDIVOL, DLP

## INTRODUCCIÓN

Los niveles de referencia en el diagnóstico (DRLs en adelante) son de gran utilidad a la hora de optimizar las posibles dosis de radiación que los pacientes reciben cuando son sometidos a exploraciones diagnósticas en los servicios de radiodiagnóstico. En el artículo 4 del RD 601/2019, de 18 de octubre sobre justificación y optimización de la radiación ionizante en las exposiciones médicas se hace hincapié en que ha de prestarse especial atención a la garantía de calidad correspondiente a la evaluación de la dosis en exposiciones a pacientes pediátricos. En el presente estudio se analizan cuáles son los indicadores de dosis (CTDIVOL y DLP) más comunes en nuestro centro para estudios de tomografía computarizada cerebral en pacientes pediátricos, que son

precisamente los que más riesgos tienen de padecer una complicación derivada de la radiación a largo plazo, y se comparan con los niveles de referencia para el diagnóstico europeos contemplados en el RP185.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los estudios de tomografía computarizada que se analizan han sido realizados en un equipo General Electric Optima CT660, en una sala dedicada exclusivamente a pacientes pediátricos. Los protocolos utilizados en nuestro centro usan una tensión de 120kV y se dividen en dos grupos, correspondientes a espesores de corte de 2.5 y 5mm. La muestra para pacientes entre 1 y 6 años es de 46 para el CTDIVol y de 30 para el DLP. Por otro lado, la muestra para pacientes mayores de 6 años es de 140 para el CTDIVol y de 73 para el DLP, de enero a junio de 2021. Esta diferencia en el número de muestras entre el CTDIVol y el DLP es debido a que para este último se obtiene el DLP total (la suma) de los diferentes grupos de exploración. Para comparar con los niveles de referencia europeos se toman los datos pertenecientes al RP185, que trata sobre DRLs en pacientes pediátricos.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados se obtienen a través de un análisis estadístico, obteniendo valores de 'tercer cuartil' y comparando los mismos con los DRLs europeos presentes en el RP185. Se observa en la tabla y gráfica adjuntas que los valores de los indicadores de dosis de nuestro centro se encuentran por debajo de los DRLs europeos (números rojos entre paréntesis de la tabla), tal y como se recomienda en el RD 601/2019.

| Categoría         | CTDIVol (mGy) | DLP (mGy · cm) |
|-------------------|---------------|----------------|
| Entre 1 y 6 años  | 26,77 (40)    | 328,61 (505)   |
| Mayores de 6 años | 35,76 (50)    | 450,71 (650)   |

Fig 1. Resultados de los indicadores de dosis para TC cerebral en pacientes pediátricos y comparación con los valores europeos.

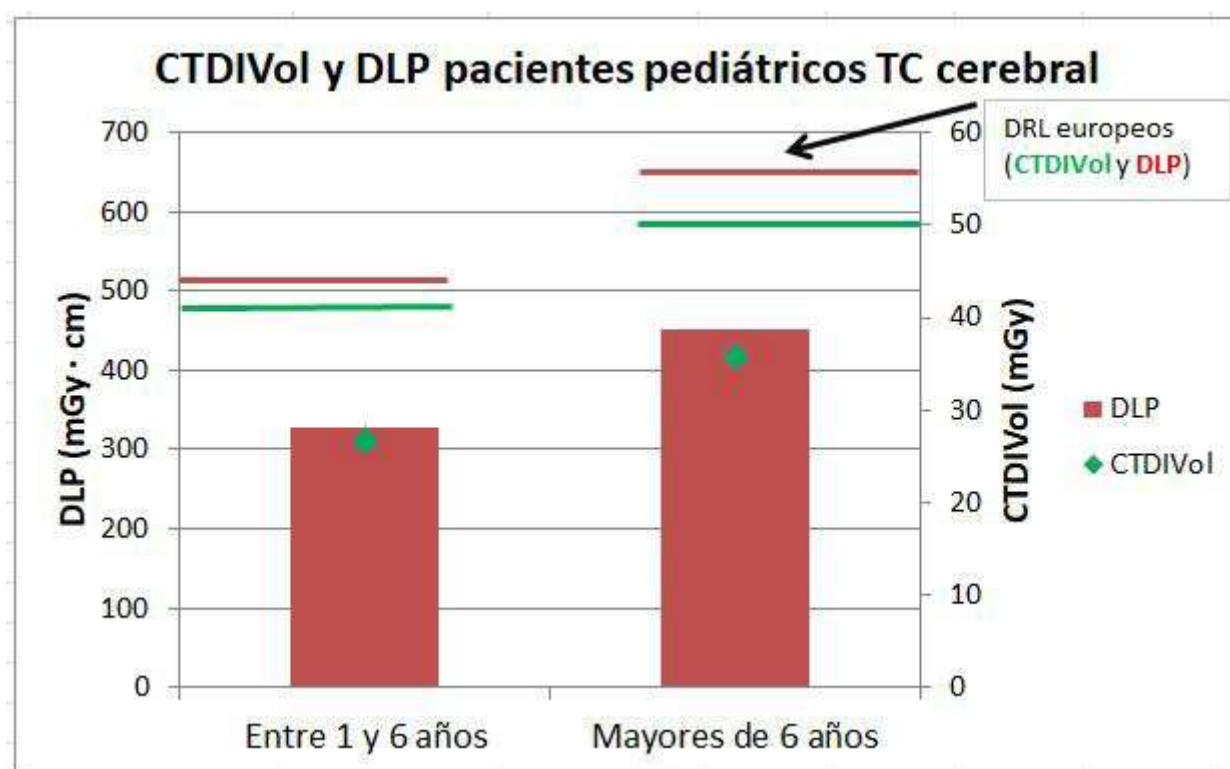


Fig 2. Resultados de los indicadores de dosis para TC cerebral en pacientes pediátricos y comparación con los valores europeos.

## CONCLUSIONES

Este tipo de análisis de forma regular permite detectar anomalías en los equipos de tomografía computarizada utilizados, que podrían ser subsanadas en el caso de que los DRLs europeos fueran sobrepasados sistemáticamente. Tiene especial relevancia este tipo de estudios cuando tenemos pacientes pediátricos que se someten a un procedimiento de TC, ya que son estos los que tienen un mayor riesgo de carcinogénesis inducida a largo plazo.





## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> RADIATION PROTECTION N° 185. EUROPEAN GUIDELINES ON DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS FOR PAEDIATRIC IMAGING.
- <sup>2</sup> RADIATION PROTECTION N° 195. EUROPEAN STUDY ON CLINICAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS FOR X-RAY MEDICAL IMAGING.
- <sup>3</sup> RD 601/2019, DE 18 DE OCTUBRE, SOBRE JUSTIFICACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DEL USO DE LAS RADIACIONES IONIZANTES PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LAS PERSONAS CON OCASIÓN DE EXPOSICIONES MÉDICAS.
- <sup>4</sup> RD 1976/1999, DE 23 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE ESTABLECEN LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO.

# MACRO DE IMAGEJ PARA LA EVALUACIÓN SEMIAUTOMÁTICA DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL EN PATRONES CÓNICOS DE LÍNEAS

Llamas Martínez, P. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Mancha Mateos, P. J. (1)

(1) Hospital Universitario de Badajoz

## INTRODUCCIÓN

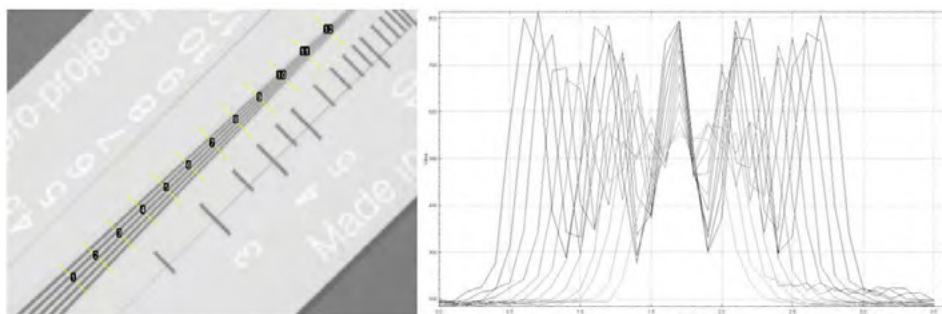
El método más común para evaluar la resolución espacial de un sistema de imagen es mediante el uso de un patrón de barras. En nuestro caso, el utilizado es un patrón de barras tipo cónico, en el que la anchura de las líneas va disminuyendo hasta converger en un punto.

La principal desventaja de este método es que suele evaluarse visualmente, lo que resta objetividad a la prueba. En este trabajo se describe un método semiautomático y objetivo para obtención del valor límite de la resolución espacial en este tipo de patrones.

## MATERIAL Y MÉTODO

Se realiza una imagen del módulo 03-310 (Resolution and geometry module) del maniquí Pro-DigiMAM de Pro-Project en un mamógrafo digital (GE 3D Senographe) con técnica automática.

Abrimos la imagen del maniquí con el software ImageJ (versión 15.2p) y trazamos dos puntos en el patrón de barras; el primero debe estar en el punto medio de las líneas en su parte más ancha, y el segundo en el punto de convergencia. A continuación, ejecutamos la macro, que creará perfiles perpendiculares a las líneas del patrón, que corresponderán a distintos valores de  $pl/mm$ .

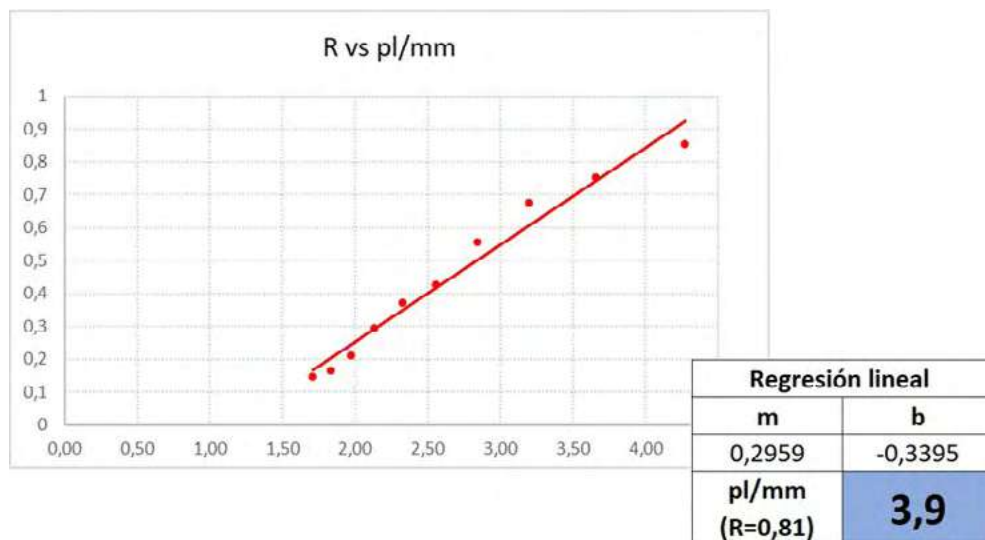


Trasladamos los valores de los perfiles a una hoja de cálculo Excel que, mediante las funciones K.ESIMO.MAYOR Y K.ESIMO.MENOR hallará los máximos y mínimos de cada uno de los perfiles.

Utilizamos el método de Rayleigh[1][2] para calcular el parámetro R de cada uno de los perfiles y, mediante una recta de regresión, hallar el valor en  $pl/mm$  para el cual  $R=0,81$ .

## RESULTADOS

En la siguiente imagen observamos los puntos obtenidos y los parámetros (siendo m la pendiente y b la ordenada en el origen) de la recta de regresión, así como el valor calculado de la resolución espacial límite.



## CONCLUSIONES

Este método permite obtener de forma rápida y objetiva, mediante el método de Rayleigh, el valor límite para la resolución espacial de un sistema de imagen con patrón de barras cónico.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MARÍA JESÚS MACÍAS CASTILLO, PEDRO JAVIER MANCHA MATEOS. (2022). PÓSTER SEFM: ANÁLISIS OBJETIVO DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL.
- <sup>2</sup> ZHANG, P., WAN, G., LI, F., LI, X., LIU, W., & WANG, G. (2017). A NOVEL OBJECTIVE METHOD FOR ASSESSING HIGH-CONTRAST SPATIAL RESOLUTION IN CT BASED ON THE RAYLEIGH CRITERION. MEDICAL PHYSICS, 44(2), 460-469.

# GESTIÓN DE SOLICITUDES Y EMISIÓN DE INFORMES DE DOSIS EN FETO CONSECUENCIA DE EXPLORACIONES RADIOLÓGICAS EN PACIENTES GESTANTES A TRAVÉS DE UN SISTEMA DE ARCHIVO Y MANEJO DE HISTORIA CLÍNICA

García Sanz, A. (1); González Ruiz, C. (1); Cabañero Escudero, B. (1); Alarcia Noci, M. (1); Cuesta Reina, J. A. (1)  
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

PALABRAS CLAVE: ESTIMACIÓN DE DOSIS EN FETO; MUJERES GESTANTES; HCIS

## INTRODUCCIÓN

De acuerdo con el Real Decreto 601/2019, el feto debe presentar una protección especial en todos los casos en que pueda verse afectado por fuentes de radiación, como son tratamientos o exploraciones radiológicas realizadas a mujeres gestantes por motivos clínicos. En estos casos, es necesario, además de optimizar el procedimiento clínico para reducir su exposición, calcular la dosis recibida como consecuencia del procedimiento radiológico e incorporar el informe dosimétrico en la historia clínica de la paciente.

En el HGUGM hemos desarrollado un procedimiento telemático y unificado para todos los servicios para la gestión de solicitudes y emisión de informes de dosis en feto a través de la aplicación HCIS del SERMAS.

## MÉTODOS

El flujo de trabajo se observa en la FIGURA 1 y las herramientas empleadas son las siguientes:

- Aplicación de manejo y archivo de documentos e historias clínicas, Dedalus-HCIS HCIS3\_10\_6\_04\_08\_SERMAS\_V1\_HGUGM\_P43v3.10.6 Healthcare Information System.
- Sistema PACS (IntelliSpace PACS-Enterprise 4.4 Philips).



- ESUT, programa de diseño propio (Matlab R2013b) que recupera los datos de la imagen, realiza de forma automática el cálculo de dosis recibida por el feto y genera el informe dosimétrico.
- Manual de uso para la solicitud, a disposición de los prescriptores clínicos en la intranet del hospital.

Las herramientas de la aplicación de historia clínica se han diseñado para un correcto procedimiento de archivo y comunicación documental entre todos los implicados: prescriptor, radiofísica y responsables de valoración de riesgo teratogénico para seguimiento e información de la paciente.

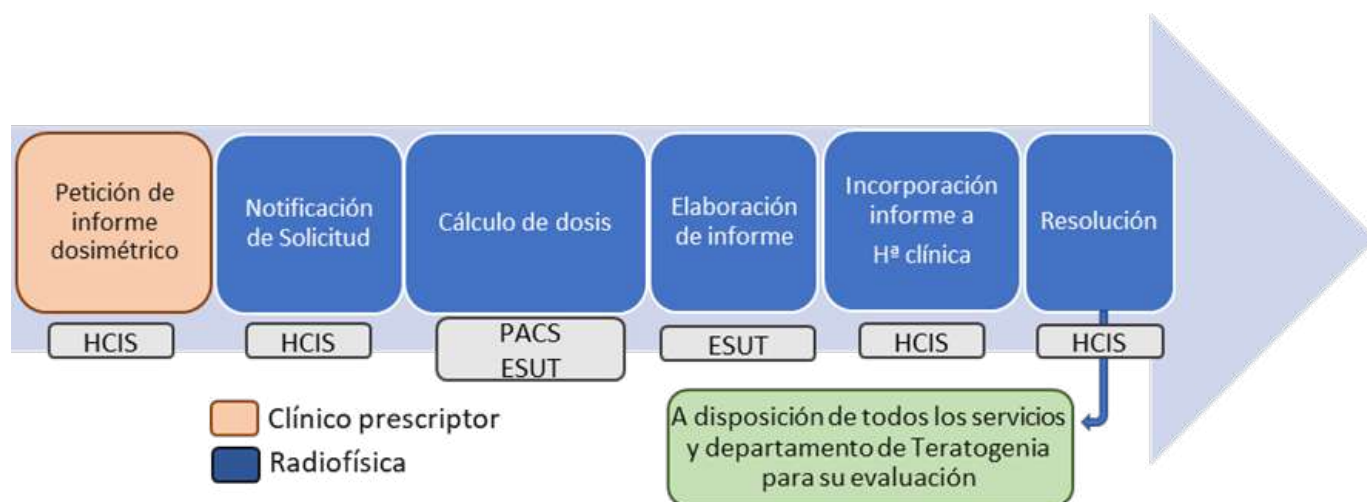


FIGURA 1. Flujo de trabajo implementado en HGUGM.

## RESULTADOS

Inicialmente, la solicitud se hacía llegar al Servicio de Dosimetría y Radioprotección en papel y el informe se emitía por correo interno en el mismo formato. En 2020 se implementó el informe dosimétrico en la historia clínica de la paciente y en 2021 se diseñó el modelo de solicitud. Desde enero 2022, está configurado todo el procedimiento. En la FIGURA 2, se muestran ejemplos de las herramientas implementadas en HCIS.

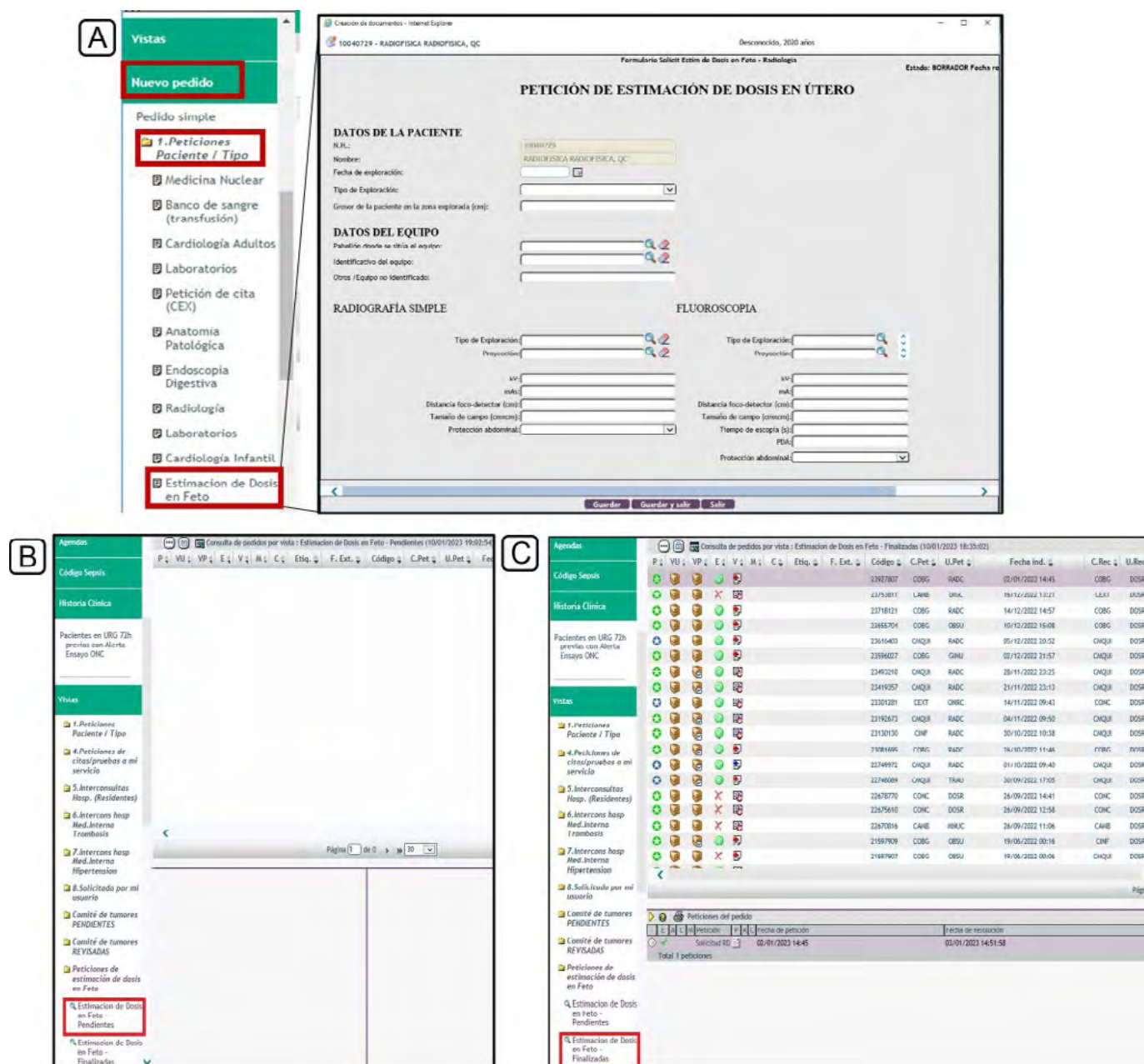


FIGURA 2. A) Vista de la herramienta de petición a rellenar por los prescriptores. B) Interfaz donde aparecen las peticiones pendientes. C) Vista de registro de todas las solicitudes resueltas.

## DISCUSIÓN

Las ventajas de estructurar un apartado en la aplicación HCIS son, además de la inmediatez, el evitar pérdida de información y eliminar papel. Durante un periodo de transición convivieron diferentes modos de petición y de emisión de informes pero, una vez publicado en la intranet el protocolo diseñado, los prescriptores se han adaptado con rapidez al nuevo flujo de trabajo y, en menos de un año, se ha conseguido que casi el 100% de los casos se tramiten siguiendo el nuevo sistema.

## CONCLUSIONES

La unificación de tareas a través de una única herramienta (HCIS) a disposición de todos los clínicos ha permitido sistematizar el procedimiento completo, con un importante ahorro de tiempo, reducción de errores humanos por fallos en la cumplimentación de las solicitudes y adecuación de los informes a formatos unificados y fácilmente asociables a la historia clínica y al episodio que originó la solicitud.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ICRP PUBLICATION 84. PREGNANCY AND MEDICAL RADIATION (2000)



<sup>2</sup> RD 601/2019, DE 18 DE OCTUBRE, SOBRE JUSTIFICACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DEL USO DE LAS RADIACIONES IONIZANTES PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LAS PERSONAS CON OCASIÓN DE EXPOSICIONES MÉDICAS

<sup>3</sup> 2013/59/EURATOM, POR LA QUE SE ESTABLECEN NORMAS DE SEGURIDAD BÁSICAS PARA LA PROTECCIÓN CONTRA LOS PELIGROS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A RADIACIONES IONIZANTES.

## VALORES DE REFERENCIA DE DOSIS EN UN CT ESPECTRAL DEDICADO A CARDIOLOGÍA

Prieto, D. (1); Chillida Rey, R. (1); Williamson, S. (1); Galiano, P. (1); Béjar, M. J. (1); Sevillano, D. (1); Moris, R. (1); Colmenares, R. (1); García, J. D. (1); Capuz, B. (1); García, F. (1); Cámara Gallego, M. (1)  
(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

PALABRAS CLAVE: DRL, DLP, CTDI, VALOR DE REFERENCIA DE DOSIS, CT

### INTRODUCCIÓN

Con la adquisición de un equipo CT espectral dedicado exclusivamente a Cardiología, se plantea la necesidad y obligación de disponer de los valores de referencia de dosis (DRL) en las exploraciones habituales. En esta situación, el empleo de un CT espectral sugiere un interés añadido, debido a la introducción de estos equipos en la práctica clínica.

Desde agosto de 2022, el servicio de Cardiología dispone de este equipo para realización de los estudios. En ellos, es frecuente el empleo de medicación con el fin de estabilizar y/o reducir la frecuencia cardiaca. En función de ella, podrán realizarse estudios prospectivos o retrospectivos.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza un estudio retrospectivo sobre 330 pacientes adultos, realizados en un CT espectral Philips CT7500. Todas las adquisiciones se realizan empleando el control automático de exposición.

Los parámetros radiológicos se obtienen mediante el software de gestión de indicadores dosimétricos DOLQA. Los estudios realizados se clasifican según la TABLA 1.

TABLA 1. Distribución de los estudios realizados

| Estudios analizados          |     |
|------------------------------|-----|
| Estudio de calcio            | 189 |
| CT Coronarias                | 233 |
| CT Coronarias Prospectivos   | 190 |
| CT Coronarias Retrospectivos | 43  |
| CT Pre TAVI                  | 27  |

De acuerdo a ICRP, el Producto Dosis Longitud (DLP) se obtienen a partir del valor acumulado de todo el examen, y el índice de dosis CT (CTDIvol) para una adquisición individual. Los DRLs representan el percentil 75 de la muestra.

Las adquisiciones con el tubo fijo, no son tenidas en cuenta en los valores acumulados de DLP.

En algunos casos se realizan dos estudios distintos al mismo paciente, pero se tratan como estudios separados.

### RESULTADOS

Los resultados obtenidos para los diferentes estudios se presentan con el intervalo de confianza del 95% en la TABLA 2.



Tabla2. DRLs y mediana de los estudios analizados

| ESTUDIO                      | DLP (mGy cm) |       |        | CTDIvol (mGy) |      |        |
|------------------------------|--------------|-------|--------|---------------|------|--------|
|                              | Mediana      | DRL   | IC 95% | Mediana       | DRL  | IC 95% |
| Estudio de calcio            | 57.4         | 57.4  | 0.7    | 4.1           | 4.1  | 0.0    |
| CT Coronarias                | 211.4        | 326.8 | 25.9   | 13.9          | 19.3 | 1.1    |
| CT Coronarias Prospectivos   | 194.7        | 251.4 | 15.3   | 12.7          | 17.0 | 0.9    |
| CT Coronarias Retrospectivos | 440.4        | 583.7 | 91.6   | 21.6          | 27.2 | 4.0    |
| CT Pre TAVI                  | 613.1        | 716.4 | 106.6  | 9.6           | 11.9 | 1.6    |

## DISCUSIÓN

En los estudios pre-TAVI y CT Coronarias retrospectivo el número de casos es significativamente menor respecto de los otros estudios. Esto se refleja en el intervalo de confianza.

Como era de esperar la dosis impartida en los procedimientos prospectivos es inferior a los estudios retrospectivos.

Los estudios de calcio son estudios realizados con una técnica estandarizada por ello obtenemos dispersión prácticamente nula.

El análisis conjunto en CT de Coronarias de prospectivos y retrospectivos se realiza para la comparación con otras publicaciones que no los separan, presentando valores superiores a los obtenidos en nuestro centro.

Se consiguen DRLs significativamente menores que en otras publicaciones, tanto para estudios prospectivos como retrospectivos, gracias al control de la frecuencia cardiaca por estos especialistas.

## CONCLUSIÓN

Se dispone de valores de referencia de dosis para un CT espectral dedicado a Cardiología, mostrando valores inferiores a la literatura disponible.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> UNIÓN EUROPEA. DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO DE 5 DE DICIEMBRE DE 2013, POR LA QUE SE ESTABLECEN NORMAS DE SEGURIDAD BÁSICAS PARA LA PROTECCIÓN CONTRA LOS PELIGROS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A RADIACIONES IONIZANTES. D OF LA UNIÓN EUR 2014:L13/1-73
- <sup>2</sup> PHILIPS. SPECTRAL CT 7500 PRODUCT DESCRIPTION N.D. [HTTPS://WWW.DOCUMENTS.PHILIPS.COM/ASSETS/20210521/30F997c21e0b4602af87ad2f012e8356.pdf](https://www.documents.philips.com/assets/20210521/30F997c21e0b4602af87ad2f012e8356.pdf)
- <sup>3</sup> VANO E, FERNANDEZ JM, TEN JI, SANCHEZ RM. BENEFITS AND LIMITATIONS FOR THE USE OF RADIATION DOSE MANAGEMENT SYSTEMS IN MEDICAL IMAGING. PRACTICAL EXPERIENCE IN A UNIVERSITY HOSPITAL. BR J RADIOL 2022;95:1-7. [HTTPS://DOI.ORG/10.1259/bjr.20211340](https://doi.org/10.1259/bjr.20211340)
- <sup>4</sup> VAÑÓ E, MILLER DL, MARTIN CJ, REHANI MM, KANG K, ROSENSTEIN M, ET AL. ICRP PUBLICATION 135: DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MEDICAL IMAGING. ANN ICRP 2017;46:1-144. [HTTPS://DOI.ORG/10.1177/0146645317717209](https://doi.org/10.1177/0146645317717209)
- <sup>5</sup> ADMONTREE S, ASAVAPHATIBOON S, PONGNAPANG N. ASSESSMENT OF RADIATION DOSE IN CARDIAC CT ANGIOGRAPHY USING RETROSPECTIVE ECG GATING TECHNIQUE AT RAMATHIBODI HOSPITAL 2020;64:237-45
- <sup>6</sup> RAWASHDEH M, SAADE C, ZAITOUN M, ABDELRAHMAN M, BRENNAN P, ALEWADAT H, ET AL. ESTABLISHMENT OF DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN CARDIAC COMPUTED TOMOGRAPHY. J APPL CLIN MED PHYS 2019;20:181-6. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/acm2.12711](https://doi.org/10.1002/acm2.12711)
- <sup>7</sup> MAFALANKA F, ETARD C, REHEL JL, PESENTI-ROSSI D, AMRAR-VENNIER F, BARON N, ET AL. ESTABLISHMENT OF DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN CARDIAC CT IN FRANCE: A NEED FOR PATIENT DOSE OPTIMISATION. RADIAT PROT DOSIMETRY 2015;164:116-9. [HTTPS://DOI.ORG/10.1093/rpd/ncu317](https://doi.org/10.1093/rpd/ncu317)





<sup>8</sup> Bos D, Yu S, LUONG J, CHU P, WANG Y, EINSTEIN AJ, ET AL. DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS AND MEDIAN DOSES FOR COMMON CLINICAL INDICATIONS OF CT: FINDINGS FROM AN INTERNATIONAL REGISTRY. EUR RADIOL 2022;32:1971–82. [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/S00330-021-08266-1](https://doi.org/10.1007/s00330-021-08266-1).

<sup>9</sup> PAULO G, DAMILAKIS J, TSAPAKI V, SCHEGERER AA, REPUSSARD J, JASCHKE W, ET AL. DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS BASED ON CLINICAL INDICATIONS IN COMPUTED TOMOGRAPHY: A LITERATURE REVIEW. INSIGHTS IMAGING 2020;11. [HTTPS://DOI.ORG/10.1186/S13244-020-00899-Y](https://doi.org/10.1186/s13244-020-00899-y)

## EXPERIENCIA CON UN GESTOR DE DOSIS EN 12 CENTROS DE RADIODIAGNÓSTICO

Cordón Montes, E. (1); Medina Campos, R. (1)  
(1) ACPRO, SLU

PALABRAS CLAVE: GESTOR DE DOSIS, ESTADÍSTICA, SOFTWARE, NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS, RDSR, INFORME ESTRUCTURADO DE DOSIS, CABECERA DICOM

### INTRODUCCIÓN

Experiencia con un gestor de dosis donde se ha implementado un sistema de optimización de dosis a paciente en 12 centros (867200 estudios y 66 equipos) en las exploraciones con rayos X a través del tratamiento estadístico de la información de dosis recogida.

### MÉTODO

Las modalidades analizadas son TC, radiología convencional (DX), mamografía (MG) y exploraciones con fluoroscopia (RF). La información propia y relativa a los indicadores de dosis se obtiene del Informe Estructurado de Dosis (RDSR) o de las cabeceras DICOM de las imágenes.

Se homogeneizan las descripciones de los estudios consensuados con el centro. Se asignan a agrupaciones de estudio y se establece un nivel de referencia de dosis (NRD) para cada agrupación. Se realizan extracciones periódicas de la información almacenada en el gestor por modalidad y se comparan con los NRD para cada agrupación de estudios. Se compara el percentil 75 de la magnitud dosimétrica de cada modalidad. Se analiza la evolución del indicador de dosis y se justifican los estudios que están por encima del NRD. Se discuten en el comité de dosis posibles propuestas de optimización

### RESULTADOS

Se ha conseguido en TC, en algunos casos, una reducción del DLP (mGy.cm) para TC Abdomen de aprox. el 29% con medidas de optimización como protocolos específicos para pacientes con sobrepeso o controlando la longitud en la exploración. En MG existen equipos que disponen de varios modos de trabajo. La selección del modo de trabajo puede implicar una reducción de dosis de hasta un 30% en la DGS (mGy). En DX destaca la gran variabilidad en los valores de PDA (mGy.cm<sup>2</sup>) existentes entre equipos. Es notable la diferencia entre diferentes fabricantes y diferentes antigüedades. En RF hay que diferenciar estudios que vienen de equipos de hemodinamia y angiografía, telemandos y equipos de quirófanos. En el primer caso el seguimiento es casi individualizado, por la complejidad de la exploración. En estudios de telemando se ha observado que son técnicos-dependientes e incluso afecta si el responsable de la modalidad está a pie de equipo dirigiendo la exploración.

Inicialmente, se consideran NRD Internacionales o Nacionales. Dependiendo de los resultados, se procede a establecer niveles de referencia locales (NRDL).

### DISCUSIÓN

No siempre las descripciones de los estudios están codificadas y por tanto la homogeneización y la asignación en ocasiones es complicada.

La información contenida en las cabeceras DICOM y los RDSR depende del fabricante, en cuanto a la publicación de campos y en las unidades para cada magnitud.

Diferencia entre centros pediátricos y no pediátricos. Los NRDL ayudan a detectar prácticas anómalas.

Las medidas de optimización se llevan a cabo progresivamente analizando el impacto que tienen sobre la calidad de la imagen.

### CONCLUSIONES

Un gestor de dosis y seguimiento continuado permite optimizar la dosis. Las claves del éxito:

Implicación de todo el servicio en el seguimiento y propuestas de optimización.



Formación del comité de dosis en protección radiológica del paciente y utilización de la herramienta. El Comité de dosis debe estar formado por los especialistas de cada modalidad.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO
- <sup>2</sup> REAL DECRETO 601/2019
- <sup>3</sup> NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD) Y ESTIMACIÓN DE DOSIS POBLACIONAL EN ESPAÑA (DOPOES II–RESUMEN EJECUTIVO)
- <sup>4</sup> EUROPEAN\_GUIDELINES\_QUALITY\_CRITERIA\_COMPUTED\_TOMOGRAPHY\_EUR\_16262
- <sup>5</sup> DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS FOR DIAGNOSTIC AND INTERVENTIONAL X RAY PROCEDURES IN GERMANY 0824 7603
- <sup>6</sup> 353\_CATALOGO-20SERAM-202009\_FINAL
- <sup>7</sup> PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

# ANÁLISIS DE LA TASA DE RECHAZO DE IMÁGENES DE RADIOLOGÍA CONVENCIONAL EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE TOLEDO

Merino Gestoso, J.Á. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Forner Forner, Á. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Rodríguez Hidaño, M. D. P. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Fustes Sanjuán, M. D. L. M. (1); Castro Rizo, I. (1); Boo Pardo, A. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Toledo

## INTRODUCCIÓN

El análisis de la tasa de rechazo de imágenes en radiología convencional, además de ser una guía en la educación y la formación del personal técnico que realiza las radiografías, permite una mejora en la eficiencia de los servicios prestados con una consecuente reducción de dosis. El objetivo del estudio será clasificar las radiografías rechazadas en función del motivo del rechazo y de su impacto sobre el número total de exposiciones realizado.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para la realización del estudio se ha obtenido la tasa de rechazo de imágenes entre los meses de noviembre de 2022 y enero de 2023 contando con más de 35000 imágenes. La obtención de la información relativa a las imágenes se ha realizado en tres equipos de radiología convencional Philips Digital Diagnost C90 haciendo uso de una aplicación de control de calidad del propio software. El personal técnico es rotatorio y trabajan de manera indistinta en los 3 equipos. Se ha analizado la tasa de rechazo global, la tasa de rechazo en cada equipo de radiología convencional y el motivo por el que se ha realizado el rechazo.

## RESULTADO

De un total de 36693 imágenes que fueron realizadas, se rechazaron 2399, lo que se corresponde con un 6.54% de imágenes rechazadas. En el primer equipo se realizaron 11013 imágenes y se rechazaron 691 (6.27%), en el segundo equipo se realizaron 7699 imágenes y se rechazaron 562 (7.3%) y en el tercer equipo se realizaron 17981 imágenes y se rechazaron 1146 (6.37%). Los motivos más comunes para el rechazo fueron, el incorrecto posicionamiento del paciente (36%), el incorrecto centrado del campo de radiación sobre el paciente (21.5%) y artefactos producidos por el paciente (13.2%) pudiéndolo ver en la FIGURA 1.

## DISCUSIÓN

La tasa de rechazo de imágenes se encuentra en unos niveles aceptables en torno a un 6.5%, siendo similar en los tres equipos. El porcentaje mayor de las imágenes rechazadas viene motivado por errores humanos en el proceso, como el posicionamiento del paciente o la correcta colimación del campo de radiación, en vez de por errores debidos al funcionamiento del propio equipo.

## CONCLUSIONES

Con la generalización de la radiología digital, el análisis de la tasa de rechazo de imágenes se ha convertido en una herramienta de control de calidad indispensable para evaluar el adecuado funcionamiento, tanto de los propios equipos, como la correcta práctica de los trabajadores. Conocer los problemas que puedan surgir, es el primer paso para empezar a solucionarlos.



FIGURA 1. Tasa de rechazo en función del motivo de rechazo.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ATKINSON S, NEEP M, STARKEY D. REJECT RATE ANALYSIS IN DIGITAL RADIOGRAPHY: AN AUSTRALIAN EMERGENCY IMAGING DEPARTMENT CASE STUDY. JOURNAL OF MEDICAL RADIATION SCIENCES, 2020, VOL 67, NÚMERO, PP 72-79.
- <sup>2</sup> BANTAS G, SWEENEY RJ, MDLETSH S. DIGITAL RADIOGRAPHY REJECT ANALYSIS: A COMPARISON BETWEEN TWO RADIOLOGY DEPARTMENTS IN NEW ZEALAND. JOURNAL OF MEDICAL RADIATION SCIENCES, 2023, PP 1-8.

# IMPACTO DE LA TASA DE RECHAZO DE IMÁGENES EN EL CÁLCULO DE LOS NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EN RADIOLOGÍA CONVENCIONAL

Merino Gestoso, J. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Solís Preciado, N. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Forner Forner, Á. (1); Fustes Sanjuán, M. D. L. M. (1); Rodríguez Hidaño, M. D. P. (1); Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Castro Rizos, I. (1); Boo Pardo, A. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Toledo

PALABRAS CLAVE: NIVELES DE REFERENCIA, TASA DE RECHAZO

## INTRODUCCIÓN

El análisis de la tasa de rechazo de imágenes en radiología convencional, a pesar de suponer una mejora en la eficiencia de los servicios prestados y la reducción de dosis de radiación que eso conlleva, puede llevar a reformular, si los valores de tasa de rechazo obtenido son altos, el cálculo de los niveles de referencia de dosis para las diferentes localizaciones. El objetivo del estudio será valorar si el incremento de dosis que supone una tasa de rechazo de imágenes alta, deberá reflejarse en un incremento de los niveles de referencia de dosis.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para la realización del estudio se ha obtenido la tasa de rechazo de imágenes entre los meses de noviembre de 2022 y enero de 2023 contando con más de 14000 imágenes de las proyecciones más comunes. La obtención de la información relativa a las imágenes, se ha realizado en tres equipos de radiología convencional Philips Digital Diagnost C90 haciendo uso de una aplicación de control de calidad del propio software. Los niveles de referencia de dosis obtenidos se han obtenido y validado en una muestra



de más de 50000 estudios, utilizando para su obtención el programa gestor de dosis DOSE de QAELUM. Se ha analizado la tasa de rechazo de imágenes para las principales proyecciones comprobando el impacto que ésta tiene en los niveles de referencia de dosis previamente calculados.

## RESULTADOS

De un total de 14313 imágenes que se han analizado, se rechazaron 1045, centrándose sobre todo en la proyección de abdomen antero-posterior con 99 imágenes rechazadas de un total de 404 que se realizaron (24.5%), en la proyección de cadera antero-posterior con 100 imágenes rechazadas de un total de 845 (11.83%) y en la proyección pelvis antero-posterior con 101 imágenes rechazadas de un total de 990 (10.2%). De manera general lo podemos ver en la FIGURA 1.

## DISCUSIÓN

Debido al alto valor de la tasa de rechazo para estas proyecciones, se incrementa el nivel de referencia de dosis de manera proporcional en cada caso, suponiendo que el incremento de dosis debido a las imágenes rechazadas se reparte de manera homogénea en todo el espectro de dosis de cada proyección. Lo podemos ver en la TABLA 1. Se puede observar que aun teniendo en cuenta el incremento de dosis, no se superan los niveles de referencia de dosis europeos.

## CONCLUSIONES

Con la ayuda que nos han proporcionado los gestores de dosis a la hora de monitorizar de manera masiva las dosis de radiación que reciben los pacientes en estudios diagnósticos, y las aplicaciones específicas para poder analizar la tasa de rechazo de imágenes, es un buen momento para reflejar esta tasa de rechazo como un incremento en los niveles de referencia de dosis, al menos en las proyecciones con valor de tasa mayor.

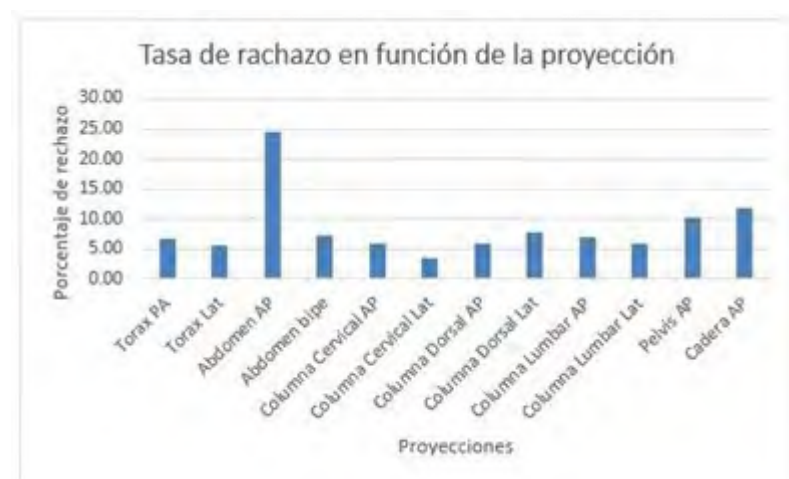


FIGURA 1. Tasa de rechazo en función de la proyección.

| Proyección        | Porcentaje de rechazo | NRD local (dGy*cm <sup>2</sup> ) | NRD europeo (dGy*cm <sup>2</sup> ) | Incremento NRD (dGy*cm <sup>2</sup> ) |
|-------------------|-----------------------|----------------------------------|------------------------------------|---------------------------------------|
| Tórax PA          | 6.65                  | 0.80                             | 2                                  |                                       |
| Tórax Lat         | 5.54                  | 2.92                             | 5                                  |                                       |
| Abdomen AP        | 24.50                 | 13.84                            | 26                                 | 17.23                                 |
| Abdomen bipe      | 7.14                  | 11.70                            | 26                                 |                                       |
| Col. Cervical AP  | 5.78                  | 1.09                             | 3                                  |                                       |
| Col. Cervical Lat | 3.61                  | 1.13                             | 3.5                                |                                       |
| Col. Dorsal AP    | 5.83                  | 7.15                             | 11                                 |                                       |
| Col. Dorsal Lat   | 7.84                  | 10.23                            | 15                                 |                                       |
| Col. Lumbar AP    | 6.95                  | 13.93                            | 24                                 |                                       |
| Col. Lumbar Lat   | 5.97                  | 30.76                            | 32                                 |                                       |
| Pelvis AP         | 10.20                 | 11.22                            | 25                                 | 12.02                                 |
| Cadera AP         | 11.83                 | 8.77                             | 15                                 | 9.28                                  |

TABLA 1. Tasa de rechazo y niveles de referencia locales.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> EUROPEAN STUDY ON CLINICAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS FOR X-RAY MEDICAL IMAGING. RADIATION PROTECTION N° 195. 2021.



## EN DIFERENTES SALAS DE INTERVENCIONISMO

Serrano Campillo, M. (1); Hernández Tébar, E. (2); Luján Expósito, Á. (2); Jiménez Rubio, P. (2); González López, A. (2); Buades Forner, M. J. (2)

(1) Universidad de Murcia, (2) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, FLUOROSCOPIA, CARGA DE TRABAJO

### INTRODUCCIÓN

Los procedimientos de fluoroscopia intervencionista suponen altas dosis al personal expuesto. Con vistas a la protección de este personal, es importante caracterizar la radiación a la que se exponen.

En este estudio se analiza la carga de trabajo de las diferentes salas de Intervencionismo del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca de Murcia durante el año 2021, con el fin de determinar los kVp más utilizados y si existen diferencias entre las distintas modalidades de intervencionismo.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Los datos necesarios para el estudio se han obtenido del programa Radiation Dose Monitor (RDM), que nos permite extraer información de todas las salas de intervencionismo en la Región de Murcia. En concreto, nos hemos centrado en las salas del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca de Murcia, que dispone de 5 salas Allura Xper FD10, 1 sala Artis Zee, 1 sala Azurion y 1 sala Artis Zee Biplano.

Posteriormente, los datos se han analizado gráficamente con Excel, donde hemos representado las cargas de trabajo en mAs por kVp para cada modalidad de intervencionismo: Hemodinámica, Vascular y Neurorradiología.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Tras realizar el estudio y tal y como se puede apreciar en las gráficas ( ver figura 1), la gran mayoría de estudios en las salas de Hemodinámica se realizan a 120 KVp. Por el contrario, en las salas de Vascular y Neurorradiología predominan los estudios realizados con valores alrededor de los 65-70 KVp.

A la luz de los resultados, acudimos presencialmente a dichas salas y tras ver diferentes pruebas llegamos a la conclusión de que en las salas de Hemodinámica se trabaja principalmente en fluoroscopia de baja tasa, lo que da lugar a un KVp alto (120 KVp). Esto se traduce en una peor calidad de imagen pero una menor radiación al paciente.

Sin embargo, tanto en las salas de Vascular como en Neurorradiología, se suele trabajar en fluoroscopia de alta tasa, por necesitar una alta calidad de imagen. Esto implica el uso de KVp más bajos pero una mayor radiación al paciente y, por ende, al personal expuesto.

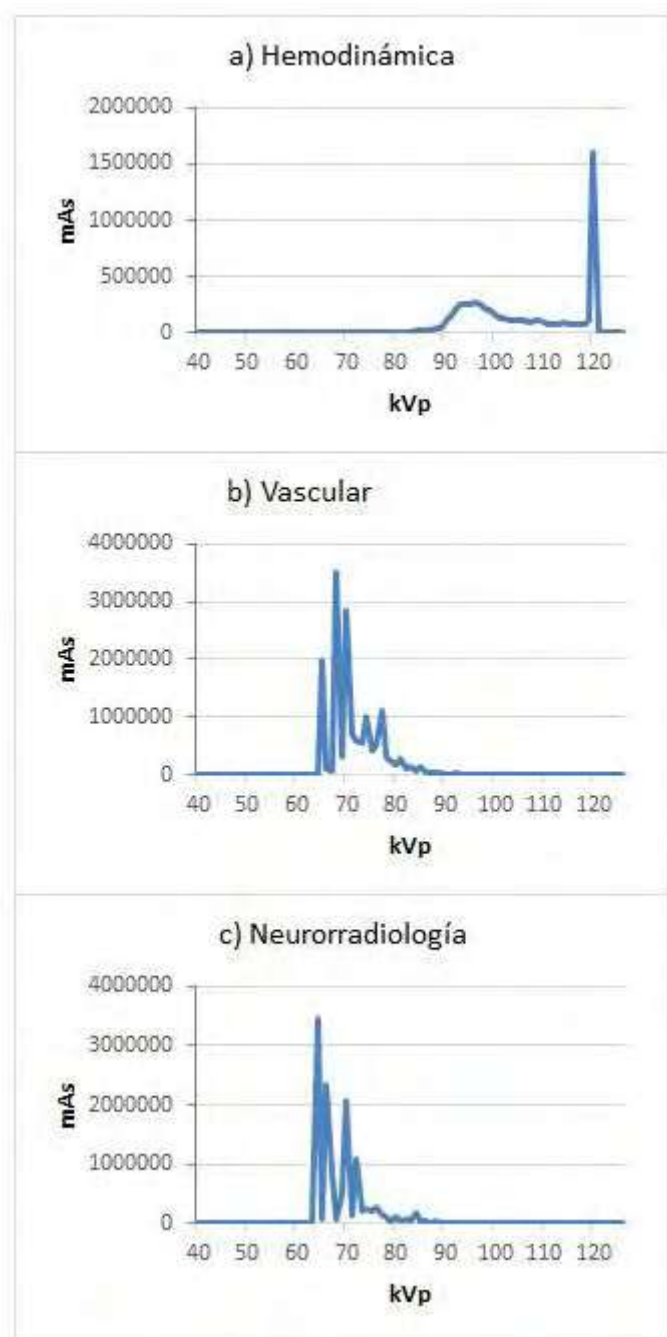
### CONCLUSIONES

Existen importantes diferencias entre las diferentes modalidades intervencionistas que condicionan la protección de los trabajadores expuestos.



La necesidad de una mayor calidad de imagen en los procedimientos intervencionistas de Vascular y Neurorradiología, implican una reducción del kVp empleado y con ello una mayor dosis al paciente y al personal expuesto.

FIGURA 1: Distribución de cargas de trabajo en salas de fluoroscopia intervencionista



## PROCEDIMIENTO PARA EL SEGUIMIENTO DE LOS PACIENTES SOMETIDOS A ESTUDIOS CT RECURRENTES

García García, A. (1); Hernández Tébar, E. (2); Luján Expósito, Á. (2); Jiménez Rubio, P. (2); González López, A. (2); Buades Forner, M. J. (2)

(1) Universidad de Murcia, (2) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA, CT, DOSIS EFECTIVA





## INTRODUCCIÓN

El aumento en el número de pacientes que se someten a estudios de CT recurrentes, conlleva un aumento en el número de casos que superan el umbral de dosis efectiva de 100 mSv. Además, existe evidencia epidemiológica de un aumento de mortalidad debida al cáncer para  $E > 100$  mSv. Resulta fundamental, por tanto, monitorizar el número de pacientes que superan este umbral y realizar un seguimiento de su evolución en el tiempo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha desarrollado una aplicación en Matlab, Umbral100mSv, que representa en un histograma el número de pacientes que se han sometido a estudios CT frente a la dosis efectiva y muestra el número de casos que superan el umbral de dosis sobre el número total de pacientes considerados, pudiendo exportar estos casos, indicando la dosis efectiva recibida y el identificador de cada paciente. Esta aplicación tiene la opción de filtrar los datos por fechas, por hospitales, por salas de CT y por región anatómica (ver figura 1).

Los datos dosimétricos se exportan del sistema de gestión de dosis Radiation Dose Monitor (RDM) a una hoja Excel y se construye una variable en Matlab donde se depura la hoja de datos en bruto. Para este procedimiento sólo se han utilizado los siguientes datos: E de cada examen, nombre del paciente, identificador CARM, fecha de realización del examen, región anatómica, el hospital y el equipo CT utilizado para ello. Además si algún identificador CARM se repite, las E se suman.

Finalmente, se exporta a una hoja Excel que servirá de input en la aplicación.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se estudia la distribución de la dosis efectiva durante los años 2020 y 2021, así como en el periodo comprendido entre el 01/01/2020 y el 01/06/2022, en función del número de pacientes. Obteniendo que en 2020, un total de 147 pacientes sobre 59722 pacientes que se sometieron a estudios CT en la Región de Murcia, superaron el umbral de dosis de 100 mSv; en 2021, fueron un total de 249 sobre 75333; y que entre el 01/01/2020 y el 01/06/2022 lo superaron un total de 1376 sobre 140570.

También observamos que aquellos estudios con un elevado número de casos/número de estudios son aquellos que involucran la región del abdomen (ver tabla 1). La causa fundamental es que en el abdomen se localizan un gran número de órganos, cuya dosis recibida contribuyen a aumentar el cálculo total de E.

## CONCLUSIONES

Tanto el número de pacientes sometidos a estudios CT como la dosis efectiva recibida por los pacientes, ha ido en aumento durante los últimos años, lo que hace necesario un análisis más profundo de las causas. Además parece conveniente continuar



monitorizando esta evolución. También se deberá prestar especial atención a la optimización de aquellos procedimientos que involucren la región del abdomen.

FIGURA 1: Interfaz de usuario de la aplicación.

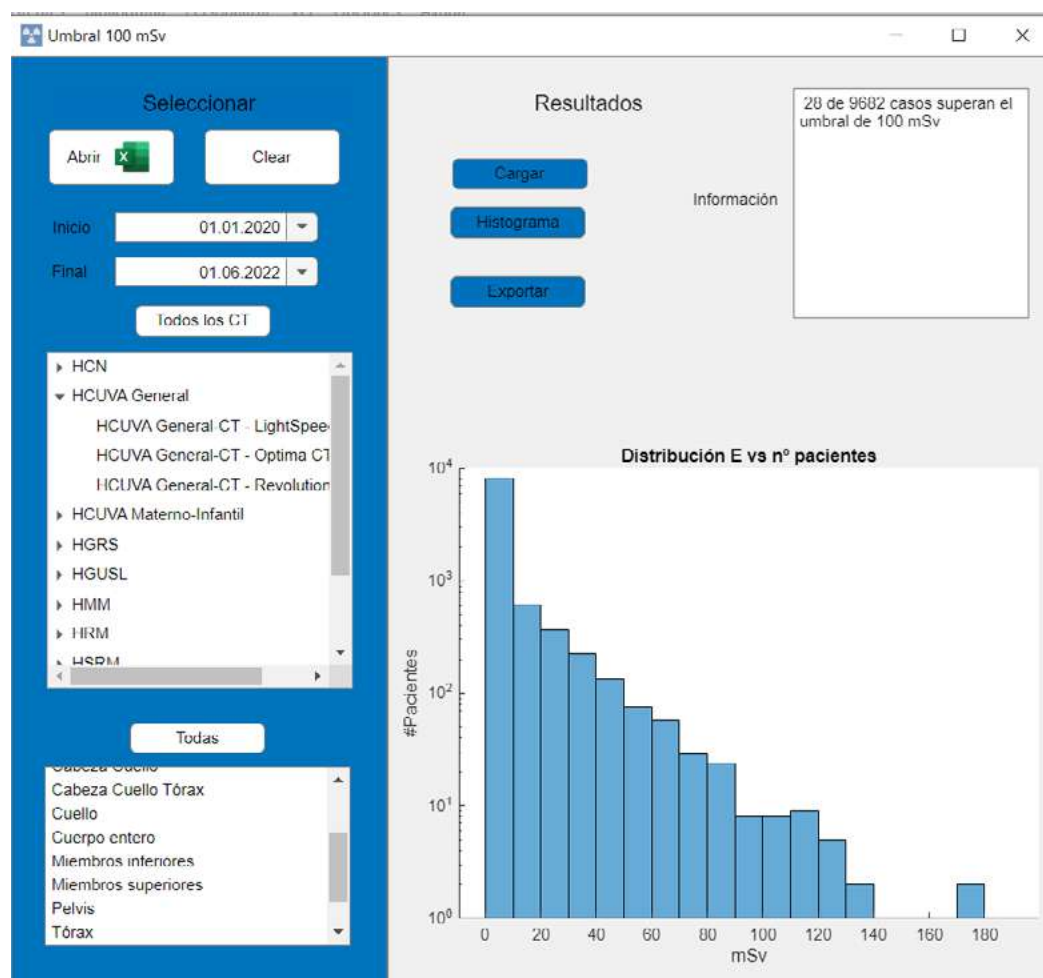


TABLA 1: Número de casos que superan la dosis umbral/número de pacientes totales según la región anatómica del estudio en el periodo 01/01/2020-01/06/2022

| Región anatómica     | Casos/Pacientes    |
|----------------------|--------------------|
| Abdomen              | 56/21482 (0.26 %)  |
| Abdomen-Pelvis       | 35/25264 (0.14 %)  |
| Cabeza               | 22/63666 (0.03 %)  |
| Cabeza-Cuello        | 0/802 (0.00 %)     |
| Cabeza-Cuello-Tórax  | 0/102 (0.00 %)     |
| Cuello               | 1/5670 (0.02 %)    |
| Cuerpo entero        | 0/961 (0.00 %)     |
| Miembros inferiores  | 0/3924 (0.00 %)    |
| Miembros superiores  | 0/5068 (0.00 %)    |
| Pelvis               | 0/1603 (0.00 %)    |
| Tórax                | 16/32602 (0.05 %)  |
| Tórax-Abdomen        | 28/9682 (0.29 %)   |
| Tórax-Abdomen-Pelvis | 160/17073 (0.94 %) |
| Otro                 | 0/956 (0.00 %)     |



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> REHANI, M.M. & HAUPTMANN, M. (2020), ESTIMATES OF THE NUMBER OF PATIENTS WITH HIGH CUMULATIVE DOSE THROUGH RECURRENT CT EXAMS IN 35 OECD COUNTRIES, PHYSICA MEDICA 76 (2020) 173-176
- <sup>2</sup> BRAMBILLA, M. ET AL. (2019), MULTINATIONAL DATA ON CUMULATIVE RADIATION EXPOSURE OF PATIENTS FROM RECURRENT RADIOLOGICAL PROCEDURES: CALL FOR ACTION, EUROPEAN RADIOLOGY (2020) 30:2493–2501
- <sup>3</sup> BRAMBILLA, M. ET AL. (2021), PATIENTS UNDERGOING MULTIPHASE CT SCANS AND RECEIVING A CUMULATIVE EFFECTIVE DOSE OF  $\geq 100$  mSv IN A SINGLE EPISODE OF CARE, EUROPEAN RADIOLOGY (2021) 31:4452–4458

## ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE UN EQUIPO TC Y COMPARACIÓN CON NRD NACIONAL

Warzanskyj Prieto, E. (1); Torres Donaire, J. (1); Gil Agudo, A. (1); Villalobos Álvarez, A. M. (1); Zapata Jimeno, J. C. (1)

(1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

PALABRAS CLAVE: DLP, MEDIANA, NRD, DOSIS.

## INTRODUCCIÓN

La implementación de la herramienta DOSE Qaelum en el Hospital General Universitario de Ciudad Real ha facilitado el análisis de los datos dosimétricos de los grupos de estudios realizados con el equipo Ingenuity CT (Philips), a través de la comparación de los valores del Producto Dosis Longitud (DLP) con los Niveles de Referencia de Dosis (NRD) nacionales publicados en DOPOES II. Esto ha permitido hacer hincapié en la causa de un exceso de dosis en algunos de los protocolos más habituales en la práctica clínica (superior a los valores NRD establecidos).

## MATERIAL Y MÉTODOS

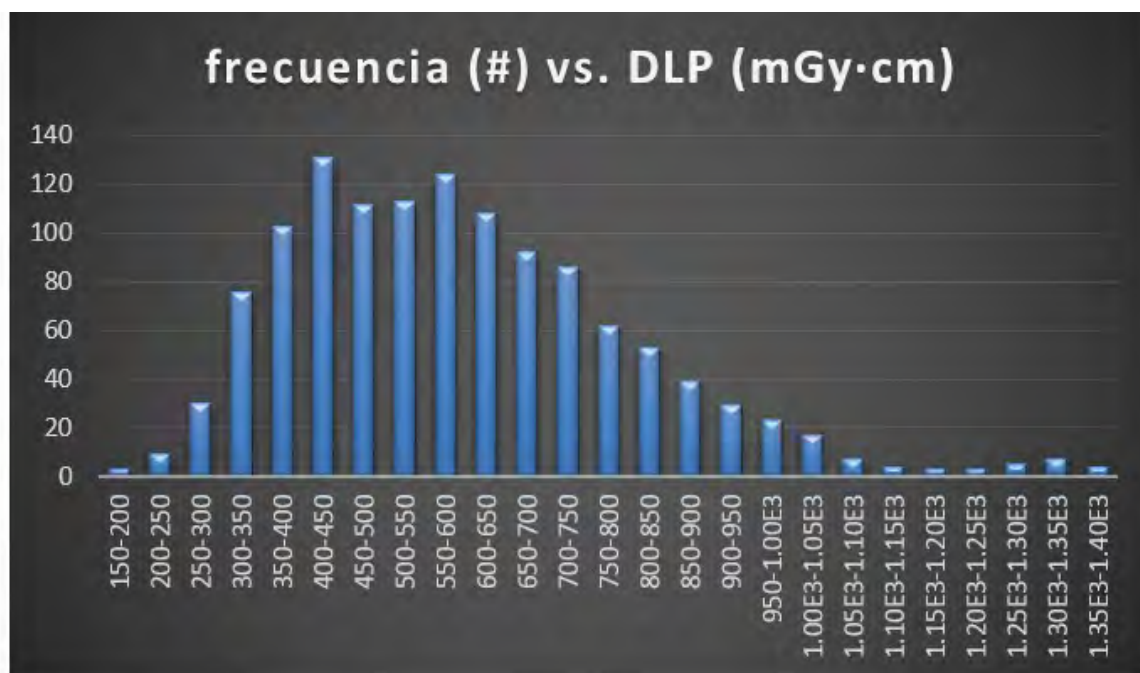
Se han seleccionado las exploraciones más habituales en la práctica clínica de un Ingenuity CT (Philips), realizadas en los últimos tres años, y que superan los cuatrocientos estudios por modalidad, para obtener una estadística representativa.

La mediana es el indicador que ha permitido comparar los valores de DLP de cada técnica con la mediana y los NRD nacionales. Estos valores suministrados por la plataforma DOSE Qaelum son aquellos derivados de cada estudio y protocolo, proporcionados por el propio equipo a través del sistema PACS. Los datos representados se procesaron en Excel.

## RESULTADOS

| Estudio DOPOES II              | N           | Mediana (mGy-cm) | NRD DOPOES II (mGy-cm) | $\Delta_{\text{mediana-NRD}}$ (%) | Mediana DOPOES II (mGy-cm) | $\Delta_{\text{mediana-mediana DOPOES II}}$ (%) |
|--------------------------------|-------------|------------------|------------------------|-----------------------------------|----------------------------|-------------------------------------------------|
| TC craneal                     | 8469        | 750,1            | 960                    | -21,9                             | 871                        | -13,9                                           |
| TC tronco                      | 3414        | 994,55           | 990                    | 0,5                               | 735                        | 35,3                                            |
| TC abdomen                     | 1076        | 698,25           | 765                    | -8,7                              | 650                        | 7,4                                             |
| TC abdomen/pelvis              | 2947        | 661,2            | 780                    | -15,2                             | 670                        | -1,3                                            |
| TC facial/senos paranasales    | 975         | 394,9            | 350                    | 12,8                              | 275                        | 43,6                                            |
| TC tórax-abdomen               | 1397        | 868,3            | 990                    | -12,3                             | 813                        | 6,8                                             |
| TC cuello                      | 1145        | 691,4            | 625                    | 10,6                              | 560                        | 23,5                                            |
| Angio-TC torácica pulmonar     | 567         | 457,9            | 510                    | -10,2                             | 370                        | 23,8                                            |
| TC cuello-tórax-abdomen-pelvis | 539         | 1330             | 1220                   | 9,0                               | 938                        | 41,8                                            |
| Angio-TC craneal               | 915         | 896,6            | 1200                   | -25,3                             | 1078                       | -16,8                                           |
| <b>TC tórax</b>                | <b>1310</b> | <b>584,2</b>     | <b>480</b>             | <b>21,7</b>                       | <b>420</b>                 | <b>39,1</b>                                     |
| Angio-TC troncos supraórticos  | 709         | 690,3            | 860                    | -19,7                             | 655                        | 5,4                                             |

**Tabla 1.** Comparación del DLP de los estudios de TC más frecuentes en el HGUCR con los publicados en DOPOES II.



**Gráfico 1.** Representación gráfica de la frecuencia frente al DLP para el protocolo “TC Tórax” de los últimos tres años.

La diferencia porcentual entre la mediana del DLP y la de los estudios a nivel nacional muestra que el 33% de las exploraciones más frecuentes arroja una dosis por encima de este valor, pero inferior al NRD. La misma diferencia entre la mediana del DLP y el NRD muestra que otro 33% de los estudios supera este último, siendo el protocolo “TC tórax” el que más dosis aporta. Por otro lado, el 25% restante se encuentran por debajo del valor de la mediana y del NRD nacionales.

#### DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El protocolo “TC tórax” proporciona una dosis aproximadamente un 20% superior al NRD. Tras un minucioso análisis de los resultados obtenidos conjuntamente con el servicio de Radiodiagnóstico, se ha podido observar que el valor de pitch

empleado en estos estudios es por norma general de 0,8 frente al valor de 1,1 que se recomienda en el protocolo americano de la AAPM. Se observa también una inhomogeneidad dentro de un mismo protocolo de TC (misma nomenclatura, distintas zonas anatómicas de interés diagnóstico para el facultativo, variaciones en valores de mA-s, y longitud de escaneo).

A pesar de ello continúa el proceso de análisis conjunto, ya que probablemente estos parámetros no sean los únicos de influencia en la desviación obtenida.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> “NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD) Y ESTIMACIÓN DE DOSIS POBLACIONAL EN ESPAÑA (PROYECTO DOPOES II)”.
- <sup>2</sup> “NATIONAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS: WHAT THEY ARE, WHY WE NEED THEM AND WHAT’S NEXT”. PETER THOMAS. JOURNAL OF MEDICAL IMAGING AND RADIATION ONCOLOGY 66 (2022) 208–214
- <sup>3</sup> “NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO: UNA HERRAMIENTA EFECTIVA PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE PACIENTES”. CARLOS UBEDA DE LA C, ELISEO VAÑO C, RAFAEL RUIZ CRUCES, PABLO SOFFIA S, DANIELLA FABRI G. REV CHIL RADIOL 2019; 25(1): 19-25.
- <sup>4</sup> “ADULT ROUTINE CHEST CT PROTOCOLS VERSION 2.1 5/4/2016”. AAPM
- <sup>5</sup> “DOSE DE QAELUM. MANUAL DE USUARIO 17.05”.



## NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS PARA LOS ESTUDIOS MÁS FRECUENTES EN CT EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS

Fernández Belmonte, F. (1); Díaz Calzadilla, P. (1); Hernández Concepción, E. (1); Gutiérrez Rodríguez, L. (1); Catalán Acosta, A. (1)  
(1) Hospital Universitario de Canarias

PALABRAS CLAVE: NIVELES DE REFERENCIA DE DIAGNÓSTICO

### INTRODUCCIÓN

Los niveles de referencia (NRD) se usan en radiodiagnóstico como indicadores para evaluar el nivel de optimización de las dosis impartidas a los pacientes. La Comisión Internacional para la Protección Radiológica (ICRP) recomienda su uso y la directiva europea 2013/59/EURATOM establece que cada país miembro de la UE debe establecer, revisar y garantizar el uso de sus niveles de referencia nacionales. A nivel local cada hospital puede establecer sus propios niveles de referencia (NRDL) con la finalidad de optimizar la protección radiológica de los pacientes, establecer niveles de alerta y comparar sus procedimientos con otras entidades nacionales e internacionales.

En el presente estudio hemos calculado los NRDL para los estudios de CT más habituales en el Hospital Universitario de Canarias (HUC) durante el año 2022. Estos NRDL se han comparado luego con los NRD nacionales calculados por el proyecto DOPOES II, que ha recopilado datos de dosis a pacientes de distintos hospitales en todo el territorio nacional durante los años 2011-2014 y 2019-2020, respectivamente.

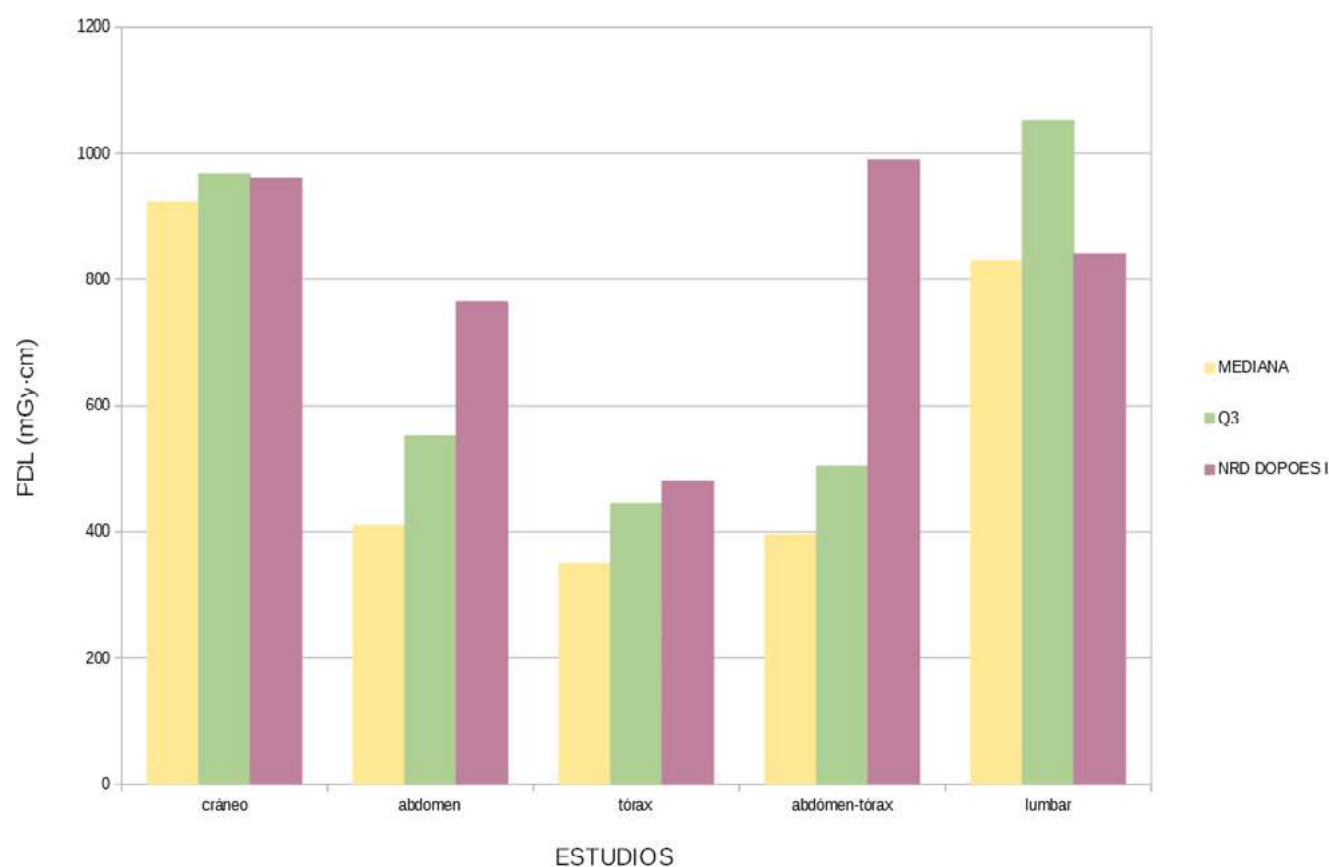
### MATERIALES Y MÉTODO

Para la recolección de datos hemos utilizado el programa de gestión de dosis RADIATION DOSE MONITOR (RDM), de Siemens. Hemos seleccionando los procedimientos más comunes en tomografía computerizada y, mediante el propio software integrado en RDM, hemos obtenido la mediana y el tercer cuartil (Q3) de las medidas de DLP (Producto Dosis- Longitud, medido en mGy·cm).



## RESULTADOS

### NRD locales y nacionales para CT



**Fig 1:** Mediana y tercer cuartil de los procedimientos más frecuentes de CT para el año 2022 en el HUC, comparados con los valores de NDR del proyecto DOPOES II.

En la FIGURA 1 se muestran los datos de dosis obtenidos para los estudios más frecuentes de CT en el HUC durante el año 2022. Se observa que las medianas de dosis de CT en los distintos estudios son siempre inferiores a los NRD proporcionados por DOPOES II. Lo mismo ocurre con los valores de los terceros cuartiles, exceptuando el caso de los estudios de cráneo y, sobre todo, los lumbares.

| ESTUDIOS CT   | PDL (mGy·cm) |         |      | NRD DOPOES II |
|---------------|--------------|---------|------|---------------|
|               | MEDIA        | MEDIANA | Q3   |               |
| Cráneo        | 923          | 923     | 968  | 960           |
| Abdomen       | 460          | 409     | 553  | 765           |
| Tórax         | 377          | 350     | 445  | 480           |
| Abdómen-tórax | 453          | 396     | 505  | 990           |
| Lumbar        | 869          | 830     | 1051 | 840           |

**Tabla 1:** En la tabla se muestran los datos de dosis medias, medianas y de tercer cuartil obtenidos en los estudios más frecuentes de CT durante el año 2022 en el HUC.

Como es de esperar, se cumple siempre que los valores del tercer cuartil son superiores al valor de la dosis media y estos superiores a lo de la mediana.





A la hora de elegir un parámetro que sirva como NRDL suele tomarse el tercer cuartil de las dosis. Esto tiene la desventaja de que no es excepcional que este valor supere el tercer cuartil de la distribución de las medianas de los distintos hospitales ya que, por la propia definición, más del 25 % de los hospitales tendrá valores de NRDL superiores a los NRD nacionales.

Si se comparan los valores de NRD del proyecto DOPOES II con los valores de NRDL (Q3) medidos en el HUC, vemos que tres de los valores de los NRDL son claramente inferiores a los NRD correspondientes, mientras que para los estudios de cráneo el valor es prácticamente el mismo y para los estudios lumbares el valor de NRDL es un 25 % superior al NRD.

## CONCLUSIONES

Aun cuando no es extraño que los NRDL superen los NRD del proyecto DOPOES II, en los estudios de CT lumbares los valores son tan diferentes que hace necesario revisar y optimizar los protocolos de adquisición de dichos estudios.

En el resto de estudios no se observan diferencias importantes.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> RADIATION PROTECTION AND SAFETY OF RADIATION SOURCES: INTERNATIONAL BASIC SAFETY STANDARDS, IAEA SAFETY STANDARDS, 2014
- <sup>2</sup> DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MEDICAL IMAGING. ICRP PUBLICATION 135. ANN. ICRP 46(1), 2017
- <sup>3</sup> DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN THIRTY-SIX EUROPEAN COUNTRIES, RADIATION PROTECTION N°180, EUROPEAN COMMISSION, 2014
- <sup>4</sup> PROYECTO DOPOES II. ESTIMACIÓN DE LOS NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS NACIONALES. J.M. PASTOR ET AL. RADIOPROTECCIÓN N° 105. DICIEMBRE 2022.

# RECONOCIMIENTO ÓPTICO DE OBJETOS DE TEXTO SOBRE FOTOGRAFÍAS DE INFORMES DE DOSIS

Reguilón Martín, A. (1); Marques Fraguera, E. (1); Gutierrez Ruiz, M. (1); Ferreiros Vazquez, N. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Camacho De La Vega, G. (1); Rodríguez Cobo, C. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués De Valdecilla

PALABRAS CLAVE: RECONOCIMIENTO ÓPTICO DE CARACTERES, DOSIS A PACIENTES, NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS

## INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico determina la obligatoriedad de verificar las dosis impartidas a los pacientes en las exploraciones diagnósticas y recogerlas en un informe anual. El Servicio Cántabro de Salud (SCS) dispone del Sistema de Información Dosimétrica de Cantabria (DISCA), basado en la plataforma Radimetrics (Bayer), que registra automáticamente la dosis impartida a los pacientes para distintas modalidades de imagen médica.

El objetivo del trabajo es automatizar la recolección de datos de los equipos no conectados con Radimetrics por no disponer de informe estructurado de la dosis de radiación DICOM (RSDR), principalmente equipos fluoroscópicos antiguos. Para ello se implementa una aplicación de reconocimiento óptico, basada en la interfaz de programación de aplicaciones (API) Google Cloud Vision<sup>1</sup>, que extrae automáticamente los objetos de texto relevantes de fotografías de los informes de dosis.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se implementa un código en Python que utiliza el método `document_text_detection` de la API Google Cloud Vision, que identifica los objetos de texto de una imagen y proporciona su localización mediante cajas que los delimitan. El código envía a la API una fotografía del informe de dosis y recibe como respuesta los objetos de texto y las cajas delimitadoras. Éste localiza y extrae los datos de interés, minimizando la distancia horizontal y vertical a objetos de texto invariantes (títulos de filas y columnas de tablas), y los registra en una base de datos.

Las fotografías son realizadas con diferentes teléfonos móviles (Android y iPhone) y condiciones de iluminación.

Se recogen las dosis impartidas a pacientes de 4 equipos fluoroscópicos de diferentes fabricantes (2 arcos quirúrgicos y 2 telemandos) durante 2022.

## RESULTADOS

La figura 1 muestra la fotografía de un informe de dosis a pacientes de un arco quirúrgico, junto con las cajas que delimitan los objetos de texto.

| Modalidad | Dosis acumulativa |                   | Tiempo fluoro | Nº |
|-----------|-------------------|-------------------|---------------|----|
|           | mGy               | mGym <sup>2</sup> |               |    |
| FBD       | 1.76              | 0.0164            | 0.2           |    |
| FAD       | 0                 | 0                 | 0.0           |    |
| Total     | 1.76              | 0.0164            | 0.2           |    |

Figura 1: fotografía de la pantalla del monitor de un arco quirúrgico donde se muestra el informe de dosis de un paciente junto con las cajas que delimitan los objetos de texto (verde) obtenidas mediante el método *document\_text\_detection* de la API *Google Cloud Vision*.

La figura 2 muestra una tabla con las localizaciones de los objetos de texto reconocidos en la fotografía de la figura 1.

```
In [7]: my_ocr = OCR('Dose_Sheet_Philips_BV_Pulsera_iPhone.jpg', 'Philips_BV_Pulsera.csv')
```

|                    | start_x      | start_y | end_x | end_y |
|--------------------|--------------|---------|-------|-------|
| 235618             | 535          | 510     | 738   | 582   |
| transforamin       | 535          | 705     | 880   | 775   |
| D                  | 918          | 615     | 958   | 683   |
| Modalidad          | 533          | 967     | 812   | 1042  |
| Dosis              | 934          | 970     | 1081  | 1042  |
| acumulativa        | 1095         | 973     | 1411  | 1048  |
| mGy                | 1077         | 1123    | 1205  | 1209  |
| 1.76               | 1071         | 1555    | 1182  | 1622  |
| 0                  | 1574         | 1420    | 1606  | 1477  |
| FBD                | 530          | 1259    | 634   | 1330  |
| FAD                | 530          | 1408    | 636   | 1477  |
| Total              | 528          | 1550    | 666   | 1615  |
| mGym <sup>2</sup>  | 1573         | 1115    | 1799  | 1214  |
| 0.0164             | 1572         | 1560    | 1746  | 1620  |
| PHILIPS            | 1655         | 2978    | 1909  | 3022  |
| Tiempo             | 1936         | 1001    | 2133  | 1074  |
| fluoro             | 2143         | 995     | 2299  | 1069  |
| Hospital           | 2378         | 548     | 2588  | 630   |
| Marques            | 2601         | 551     | 2818  | 633   |
| Valdecilla         | 2832         | 554     | 3067  | 636   |
| Ortopédico         | 2774         | 743     | 3061  | 827   |
| 22-12-2022         | 2554         | 835     | 2873  | 905   |
| 15:00              | 2930         | 841     | 3065  | 908   |
| Nº                 | 2897         | 1006    | 2959  | 1072  |
| minutes            | 2630         | 1147    | 2842  | 1213  |
| 0.2                | 2757         | 1573    | 2835  | 1631  |
| 0.0                | 2759         | 1432    | 2838  | 1494  |
| patient_id=        | 235618       |         |       |       |
| study_description= | transforamin |         |       |       |
| date_performed=    | 22-12-2022   |         |       |       |
| total_time_fluoro= | 0.2          |         |       |       |
| rp_dose=           | 1.76         |         |       |       |
| fluoro_dap=        | 0.0164       |         |       |       |

Figura 2: tabla de datos tras la identificación y la localización de los objetos de texto reconocidos en la fotografía de la figura 1.



La API Google Cloud Vision reconoce y localiza con un 100% de exactitud todos los objetos de texto de las imágenes. El algoritmo de extracción de los datos de interés funciona correctamente en el 100% de los casos.

## DISCUSIÓN

La API Google Cloud Vision es robusta ya que reconoce y localiza la totalidad de los objetos de texto sin verse afectada por el móvil empleado o las condiciones de adquisición (iluminación y orientación).

## CONCLUSIÓN

La API Google Cloud Vision es muy eficaz en la tarea de reconocimiento y localización de objetos de texto de una imagen. Esta herramienta es gratuita para las primeras 1000 imágenes/mes y cada bloque adicional de 1000 imágenes tendría un coste de 1.5€.

La metodología propuesta es fácil de implementar en la práctica y únicamente requiere de un móvil con cámara.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> PÁGINA WEB DE LA API GOOGLE CLOUD VISION: [HTTPS://CLOUD.GOOGLE.COM/VISION](https://cloud.google.com/vision) (CONSULTADA: ENERO 2023).

# ANÁLISIS DE LOS ESTUDIOS DE ABDOMEN REALIZADOS EN DOS TAC

Godoy Cazorla, J. I. (1); Yáñez López, D. F. (1); Tornero López, A. (1); Cipitria Herrero, J. (1)

(1) Hospital Universitario Doctor Negrín

## INTRODUCCIÓN

Las Dosis Efectiva E(mSv), el CTDIvol(mGy) y el DLP(mGy·cm) son parámetros característicos de la realización de TC, que dan información en última instancia sobre aspectos relacionados con la calidad del estudio. La E(mSv) está relacionada con el tipo de radiación y la sensibilidad de cada órgano, el CTDIvol representa la dosis de energía media en un maniquí cilíndrico de PMMA, el DLP de las exploraciones se calcula mediante el CTDIvol multiplicado por la longitud de desplazamiento de la mesa durante la exposición. En este trabajo comparamos el histórico de estos parámetros en dos TC distintos con el objetivo de obtener una base estadística que permita monitorizar distintos aspectos relacionados con la calidad de los estudios realizados.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Materiales

Programa de registro de dosis (RDM).

Scrip para análisis estadístico desarrollado en MATLAB.

Métodos

Con el programa de registro de dosis de radiación se han extraído los valores de E(mSv), CTDIvol(mGy) y DLP(mGy·cm) de 5427 estudios de abdomen en un TC (CT2) y de 3909 en otro TC de distinta marca (CT3). Los estadísticos representativos de los datos (máximos, mínimos y cuartiles) se han extraído de los datos obtenidos en RDM y analizados con el scrip en MATLAB. Se han calculado las funciones de densidad de probabilidad f(x) de las tres variables bajo estudio.

## RESULTADOS

| INFORMACIÓN DE LA DOSIS CT2 Y CT3 |               |         |              |              |       |         |              |             |        |
|-----------------------------------|---------------|---------|--------------|--------------|-------|---------|--------------|-------------|--------|
| Equipo                            | Variable      | Máximo  | Cuartil 95 % | Cuartil 75 % | Media | Mediana | Cuartil 25 % | Cuartil 5 % | Mínimo |
| CT2                               | E (mSv)       | 123,4   | 41,7         | 21,4         | 16,9  | 12,9    | 8,4          | 5,6         | 1,9    |
| CT3                               | E (mSv)       | 107,5   | 34,9         | 18,4         | 14,9  | 11,6    | 7,9          | 5,0         | 0,0    |
| CT2                               | CTDIvol (mGy) | 54,6    | 19,3         | 13,2         | 11,3  | 10,5    | 8,4          | 5,7         | 2,0    |
| CT3                               | CTDIvol (mGy) | 52,8    | 24,3         | 14,2         | 12,1  | 10,6    | 8,3          | 5,6         | 0,0    |
| CT2                               | DLP (mGy·cm)  | 1.760,0 | 742,6        | 438,3        | 365,8 | 317,3   | 234,3        | 165,1       | 50,0   |
| CT3                               | DLP (mGy·cm)  | 3.210,4 | 1.151,4      | 665,2        | 557,2 | 483,4   | 357,9        | 229,4       | 0,0    |

TABLA 1. Valores de los estudios en abdomen en el CT2 y CT3

La tabla 1 y la figura 1 muestran que las variables  $E(\text{mSv})$ ,  $\text{CTDI}_{\text{vol}}(\text{mGy})$  tienen comportamientos similares en ambos TC. En cambio, el DLP muestra distribuciones de probabilidad distintas en ambos TC, con medidas de tendencia central mayores para el CT3.

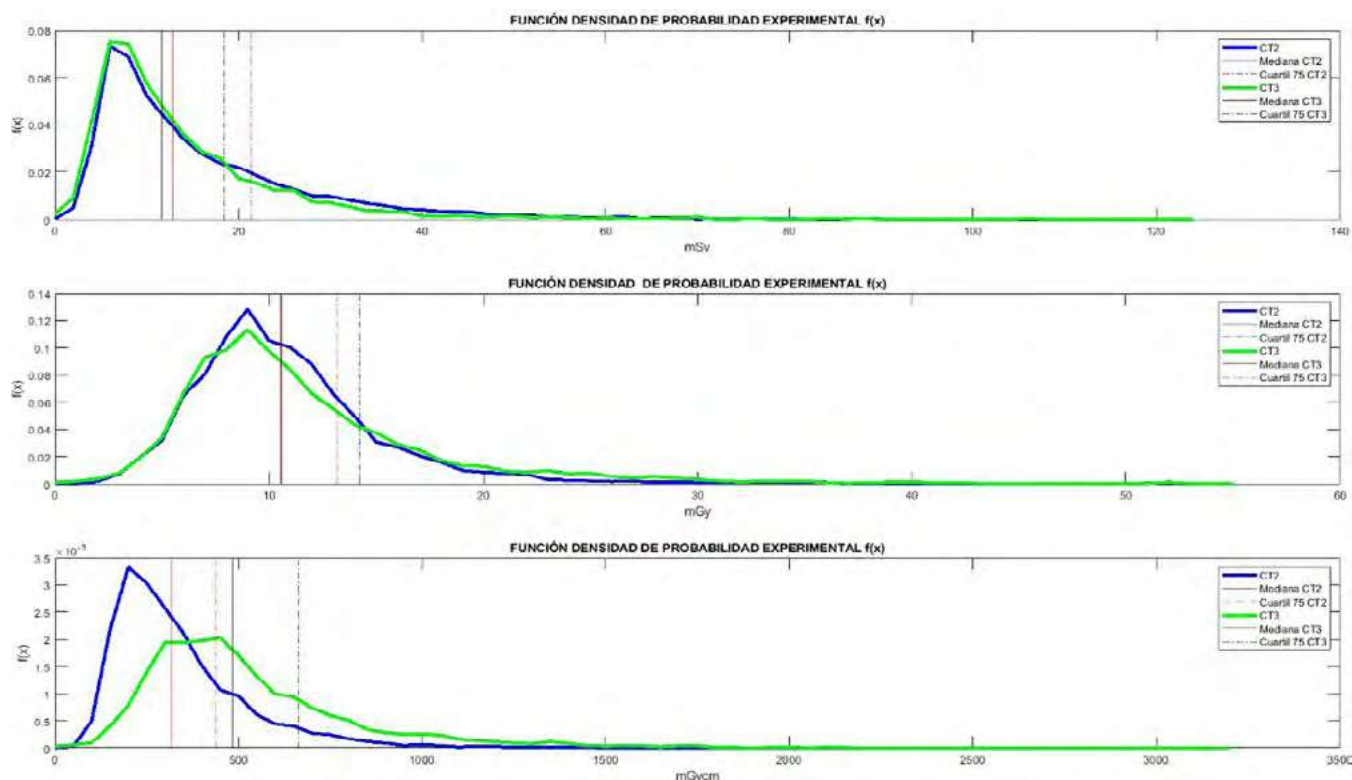


FIGURA 1. Funciones densidades de probabilidad experimental de Dosis Efectivas,  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  y DLP del CT2 y CT3

## DISCUSIÓN

La similitud de la  $E(\text{mSv})$  entre ambos TC es un resultado coherente, pues esta magnitud se estima con un programa (VirtualDose) que se basa en las dosis en órganos de maniqués obtenidas por Monte Carlo. La semejanza de las distribuciones del  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ , relacionado con la técnica, indica que las estimaciones y las técnicas son similares en ambos TC. En cambio, las diferencias observadas en la DLP sugieren que los estudios de abdomen se están realizando de modo distinto en los dos TC, siendo la longitud de los estudios en el CT3 mayor que en el CT2.

## CONCLUSIÓN

La inspección de los datos proporcionados por los estudios de CT, especialmente cuando se comparan distintos equipos y se utilizan las herramientas estadísticas adecuadas, proporciona métodos de monitorización de distintos aspectos relacionados con la calidad de los procedimientos y estudios. En particular, hemos encontrado que en el CT3 los estudios se realizan con desplazamientos de mesa inusualmente largos debido a los protocolos establecidos. Además, el perfil de las funciones de distribución encontradas sugiere que el método de máxima verosimilitud permitiría un adecuado ajuste a funciones de distribución gamma, caracterizadas por dos parámetros libres que permitirían establecer criterios de calidad sobre los estudios realizados en TC.

# NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS PARA PROCEDIMIENTOS DE RADIOGRAFÍA Y MAMOGRAFÍA DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD

Gutiérrez Ruiz, M. (1); Reguilón Martín, A. (1); Marques Fraguera, E. (1); Ferreiros Vazquez, N. (1); Camacho De La Vega, G. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Rodríguez Cobo, C. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués De Valdecilla

PALABRAS CLAVE: NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS, RADIODIAGNÓSTICO, DOPOES II, RADIOGRAFÍA, MAMOGRAFÍA, DOSIS A PACIENTES





## INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 601/2019 sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas exige la necesidad de establecer Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) como herramienta para optimizar la protección de pacientes sometidos a procedimientos de diagnóstico e intervencionismo. La Unión Europea, en la directiva 2013/59/Euratom<sup>1</sup>, dictamina que cada país miembro debe establecer sus NRDs propios.

El objetivo del trabajo es establecer los NRDs locales de los procedimientos de radiografía (DX) y mamografía (MG) más frecuentes del Servicio Cántabro de Salud (SCS) y compararlos con los NRDs nacionales, proporcionados en el proyecto DOPOES II<sup>2</sup>, y europeos, proporcionados en RP180<sup>3</sup>.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los indicadores de la dosis de radiación empleados para DX y MG son el producto dosis-área (PDA) y la dosis glandular media (DGM), respectivamente, de acuerdo con el protocolo IAEA TRS 4574. Son automáticamente extraídos de las cabeceras de las imágenes o de los informes estructurados de la dosis de radiación DICOM y registrados por el Sistema de Información Dosimétrica de Cantabria (DISCA) basado en la plataforma Radimetrics de Bayer.

Se determinan los NRDs locales de los procedimientos más frecuentes realizados en 2021 en 28 equipos DX y en 7 equipos MG del SCS de diferentes fabricantes (Siemens, Philips, GE, Fujifilm, Hologic) siguiendo la metodología propuesta en la publicación ICRP 135<sup>5</sup>, es decir, como el tercer cuartil de la distribución de las medianas del PDA y de la DGM. Los NRDs locales (NRD-CA) establecidos se comparan con los NRD nacionales (NRD-ES) y europeos (NRD-UE).

## RESULTADOS

En las Tablas 1 y 2 se muestra la comparación de los NRD-CA del PDA y la DGM, respectivamente, con los NRD-ES y los NRD-UE.

| Descripción del procedimiento | Número de estudios | NRD-CA [cGy-cm <sup>2</sup> ] | NRD-ES [cGy-cm <sup>2</sup> ] | NRD-UE [cGy-cm <sup>2</sup> ] |
|-------------------------------|--------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| Tórax PA                      | 71292              | 0.13                          | 0.11                          | 0.16                          |
| Tórax LAT                     | 60566              | 0.47                          | 0.36                          | 0.60                          |
| Columna Lumbosacra LAT        | 10186              | 2.71                          | 1.90                          | 3.00                          |
| Columna Lumbosacra AP         | 10299              | 1.60                          | 1.75                          | -                             |
| Cadera Axial                  | 4339               | 1.32                          | 1.10                          | 1.50                          |
| Abdomen AP                    | 14955              | 2.02                          | 2.10                          | 3.00                          |
| Columna Cervical LAT          | 7099               | 0.16                          | 0.29                          | -                             |
| Columna Cervical AP           | 7062               | 0.15                          | 0.15                          | -                             |
| Pelvis AP                     | 3514               | 2.02                          | 1.60                          | 3.00                          |
| Columna Dorsal LAT            | 651                | 0.73                          | 1.20                          | 1.70                          |
| Ortopantomografía             | 67                 | 0.03                          | -                             | 0.12                          |
| Parrilla Costal               | 1000               | 0.84                          | 0.85                          | -                             |
| Tórax Portátil                | 15951              | 0.34                          | 0.37                          | -                             |

Tabla 1: NRDs del PDA de los procedimientos más frecuentes de radiografía simple del SCS. Se comparan con los NRD-ES y los NRD-UE propuestos en el proyecto DOPOES II. Los procedimientos en color verde y amarillo tienen un NRD-CA por debajo y entre los NRD-ES y los NRD-UE, respectivamente.



| Descripción del procedimiento | Número de estudios | NRD-CA [cGy·cm <sup>2</sup> ] | NRD-ES [cGy·cm <sup>2</sup> ] | NRD-UE [cGy·cm <sup>2</sup> ] |
|-------------------------------|--------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| Mamografía Convencional CC    | 65619              | 1.72                          | 1.70                          | 2.20                          |
| Mamografía Convencional MLO   | 68136              | 1.85                          | 1.70                          | 2.20                          |
| Mamografía Tomosíntesis CC    | 21358              | 2.20                          | 2.60                          | 2.80                          |
| Mamografía Tomosíntesis MLO   | 21475              | 2.20                          | 2.60                          | 2.80                          |

Tabla 2: NRDs de la DGM de los procedimientos más frecuentes de mamografía del SCS. Se comparan con los NRD-ES y los NRD-UE propuestos en el proyecto DOPOES II. Los procedimientos en color verde y amarillo tienen un NRD-CA por debajo y entre los NRD-ES y los NRD-UE, respectivamente.

## DISCUSIÓN

Los NRD-CA en DX son más bajos que los NRD-ES y los NRD-UE (verde), excepto los correspondientes a Tórax PA, Tórax LAT, Columna Lumbosacra LAT, Cadera Axial y Pelvis AP, que son superiores a los NRD-ES pero inferiores a los NRD-UE (amarillo).

Los NRD-CA en MG son más bajos que los NRD-ES y los NRD-UE, excepto el correspondiente a Mamografía Convencional MLO, que es superior al NRD-ES pero inferior al NRD-UE.

## CONCLUSIÓN

Se han establecido los NRD-CA y se han comparado con los NRD-ES y NRD-UE, los resultados de esta comparación muestran que la mayoría de los procedimientos están en un nivel de optimización similar al del resto de los hospitales españoles que participaron en el proyecto DOPOES II. El resto de los procedimientos, aunque están por debajo de los NRD-UE, se beneficiarían de un proceso de optimización adicional para situarlos por debajo de los NRD-ES.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO: NORMAS DE SEGURIDAD BÁSICAS PARA LA PROTECCIÓN CONTRA LOS PELIGROS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A RADIACIONES IONIZANTES.
- <sup>2</sup> PROYECTO DOPOES II: NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD) Y ESTIMACIÓN DE DOSIS POBLACIONAL EN ESPAÑA.
- <sup>3</sup> RADIATION PROTECTION N°180: DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN THIRTY-SIX EUROPEAN COUNTRIES. VALOR CORRESPONDIENTE A REINO UNIDO (UK).
- <sup>4</sup> IAEA TRS 457: DOSIMETRY IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY: AN INTERNATIONAL CODE OF PRACTICE.
- <sup>5</sup> ICRP 135: DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MEDICAL IMAGING.

# NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS PARA PROCEDIMIENTOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD

Gutierrez Ruiz, M. (1); Reguilón Martín, A. (1); Marques Fraguera, E. (1); Ferreiros Vazquez, N. (1); Camacho De La Vega, G. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Rodríguez Cobo, C. (1)  
(1) Hospital Universitario Marqués De Valdecilla

PALABRAS CLAVE: NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS, RADIODIAGNÓSTICO, TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA, DOSIS A PACIENTES.

## INTRODUCCIÓN

En las exposiciones médicas, tanto el riesgo como el beneficio se miden en términos de salud. No se establecen límites de dosis al paciente, pero debe asegurarse la optimización de la protección radiológica. El Real Decreto 601/2019 sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas exige la necesidad de establecer Niveles de Referencia





Diagnósticos (NRD) como herramienta para optimizar la protección de pacientes sometidos a procedimientos de diagnóstico e intervencionismo. La Unión Europea, en la directiva 2013/59/Euratom<sup>1</sup>, dictamina que cada país miembro debe establecer sus NRDs propios.

El objetivo del trabajo es establecer los NRDs locales de los procedimientos de tomografía computarizada (TC) más frecuentes del Servicio Cántabro de Salud (SCS) y compararlos con los NRDs nacionales, proporcionados en el proyecto DOPOES II<sup>2</sup>, y europeos, proporcionados en RP180<sup>3</sup>.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El indicador de la dosis de radiación empleado es el producto dosis-longitud (PDL), de acuerdo con el protocolo IAEA TRS 457<sup>4</sup>. El PDL es el principal indicador del riesgo radiológico en TC y tiene en cuenta la influencia tanto de la configuración de los protocolos como de la longitud de las exploraciones. El PDL es automáticamente extraído de las cabeceras de las imágenes o de los informes estructurados de la dosis de radiación DICOM y registrados por el Sistema de Información Dosimétrica de Cantabria (DISCA) basado en la plataforma Radimetrics de Bayer.

Se determinan los NRDs locales de los procedimientos más frecuentes realizados en 2021 en 8 equipos TC de diferentes fabricantes (GE, Philips, Siemens y Canon) siguiendo la metodología propuesta en la publicación ICRP 135<sup>5</sup>, es decir, como el tercer cuartil de la distribución de las medianas del PDL. Los modelos de los equipos analizados son:

- 1 GE LightSpeed Pro 32 1 GE Optima CT660L
- 1 GE Revolution EVO
- 1 Philips Ingenuity Core 128 2 Canon Aquilon Prime SP
- 1 Canon Aquilon Prime
- 1 Siemens Somatom Go Up

Los NRDs locales (NRD-CA) establecidos se comparan con los NRD nacionales (NRD-ES) y europeos (NRD-UE).

## RESULTADOS

En la TABLA 1 se muestra la comparación de los NRD-CA del PDL con los NRD-ES y los NRD-UE.

| Descripción del procedimiento  | NRD CA<br>[mGy·cm] | NRD ES<br>[mGy·cm] | NRD UE<br>[mGy·cm] |
|--------------------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| TC CRANEAL                     | 963                | 960                | 1000               |
| TC ABDOMEN                     | 574                | 765                | 800                |
| TC ABDOMEN-PELVIS              | 676                | 780                | -                  |
| UROTC                          | 1306               | 1200               | 1150               |
| TC TÓRAX-ABDOMEN               | 537                | 990                | -                  |
| TC LUMBOSACRA                  | 417                | 732                | -                  |
| TC CUELLO-TÓRAX-ABDOMEN-PELVIS | 961                | 1220               | -                  |
| TC COLONOSCOPIA VIRTUAL        | 915                | 600                | 950                |
| TC TÓRAX                       | 361                | 480                | 400                |
| TC TEP                         | 348                | 550                | -                  |
| TC ARTERIAS CORONARIAS         | 385                | 920                | -                  |

Tabla 1: NRDs del PDL para los procedimientos más habituales de TC del SCS, calculados como el tercer cuartil de la distribución de las medianas del DLP de todos los equipos. Se comparan con los niveles nacionales (NRD-ES) y los niveles europeos (NRD-UE) propuestos en las referencias [2] y [3], respectivamente. Los procedimientos en color verde, amarillo y rojo están por debajo, entre y por encima de los NRD-ES y los NRD-UE, respectivamente.



## DISCUSIÓN

Los NRD-CA en TC son más bajos que los NRD-ES y los NRD-UE (verde), excepto los correspondientes a TC CRANEAL, TC COLONOSCOPIA VIRTUAL y UROTC. Los dos primeros superan los NRD-ES, pero se mantiene por debajo de los NRD-UE (amarillo). El NRD-CA del procedimiento de UROTC supera tanto los NRD-ES como los NRD-EU (rojo), debido a una duración excesiva de las exploraciones.

## CONCLUSIÓN

Se han establecido los NRD-CA y se han comparado con los NRD-ES y NRD-UE, los resultados de esta comparación muestran que la mayoría de los procedimientos están en un nivel de optimización similar al del resto de los hospitales españoles que participaron en el proyecto DOPOES II. El resto de los procedimientos se beneficiarían de un proceso de optimización adicional para situarlos por debajo de los NRD-ES.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO: NORMAS DE SEGURIDAD BÁSICAS PARA LA PROTECCIÓN CONTRA LOS PELIGROS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A RADIACIONES IONIZANTES.
- <sup>2</sup> PROYECTO DOPOES II: NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD) Y ESTIMACIÓN DE DOSIS POBLACIONAL EN ESPAÑA.
- <sup>3</sup> RADIATION PROTECTION N°180: DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN THIRTY-SIX EUROPEAN COUNTRIES. VALOR CORRESPONDIENTE A REINO UNIDO (UK).
- <sup>4</sup> IAEA TRS 457: DOSIMETRY IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY: AN INTERNATIONAL CODE OF PRACTICE.
- <sup>5</sup> ICRP 135: DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MEDICAL IMAGING.

# MÉTODO PARA LA OPTIMIZACIÓN DE TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS EN RADIOGRAFÍA

Alonso Muriedas, J. (1); Marqués Fraguera, E. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Reguilón Martín, A. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Ferreiros Vázquez, N. (1); Rodríguez Cobo, C. (1)  
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

PALABRAS CLAVE: TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS, KERMA, CARGA

## INTRODUCCIÓN

Los equipos de radiografía utilizan el control automático de exposición (CAE) para finalizar el disparo de rayos X cuando se alcanza en el receptor de imagen un nivel de exposición adecuado para la adquisición de una imagen de calidad diagnóstica.

El objetivo de este trabajo fue desarrollar un método para calcular la carga óptima en exposiciones manuales, prescindiendo del CAE, que asegure una imagen de calidad diagnóstica teniendo en cuenta las características del equipo y del paciente.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El método de cálculo del kerma incidente en el receptor de imagen ( $K_T^{receptor}$ ) separa la contribución de la radiación primaria ( $K_P^{receptor}$ ) y la dispersa:

$$K_T^{receptor} / left(U_p, z, r, f, a / right) = / frac{K_P^{receptor} / left(U_p, z, f / right)}{1 - S_{receptor} / left(U_p, z, r, f, a / right)}$$

donde  $S_{receptor}$  es la fracción de radiación dispersa a la entrada del receptor,  $U_p$  es la tensión pico del tubo,  $z$  el espesor equivalente a agua del paciente,  $r$  el tamaño de campo en el plano de entrada del paciente,  $f$  la distancia foco-receptor y  $a$  el espacio de aire entre el plano de salida del paciente y el receptor de imagen (gap).

El  $K_P^{receptor}$  se calcula como  $K_P^{receptor} = / int_0^E / Phi_E^{receptor} / cdot E / cdot / frac{mu_{tr}(E)}{rho} / cdot dE$ , donde  $E$  es la energía del fotón,  $/ frac{mu_{tr}(E)}{rho}$  el coeficiente másico de transferencia de energía del aire y  $/ Phi_E^{receptor}$  el espectro en energía del haz a la entrada del receptor.  $/ Phi_E^{receptor}$  se calcula a partir del espectro a la salida del tubo, teniendo en cuenta la distancia y la atenuación de los elementos de la cadena imagen (paciente, tablero y sistema de rejilla).

La  $S_{receptor}$  se calcula a partir de la fracción de dispersa del paciente  $S_{paciente}$ :

$$S_{receptor} / left(U_p, z, r, f, a / right) = / frac{S_{paciente} / left(z, r / right) S_{paciente} / left(z, r / right) + / left[1 - S_{paciente} / left(z, r / right) / right] / cdot / Sigma_{rejilla} / left(U_p / right) / cdot / Sigma_{gap} / left(f, a / right)}$$



, donde  $S_{paciente}$  se obtuvo de la literatura [1]. Las selectividades de la rejilla  $/Sigma_{rejilla}$  y del gap  $/Sigma_{gap}$  se obtuvieron con el método de las imágenes [2].

Este método se implementó en un código Python que usa la librería `spekpy` para obtener los espectros de rayos X. Se calcula la carga óptima fijando un nivel de exposición adecuado en el receptor ( $K^* = 2,5 - 5 \mu Gy$ ) para formar una imagen de calidad diagnóstica.

Las medidas se realizaron en un equipo Carestream DRX Evolution Plus y los espesores se obtuvieron de los datos antropométricos de 4028 marines americanos [3].

## RESULTADOS

La tabla 1 muestra la carga calculada para diferentes vistas radiográficas con el método propuesto:

| Vista          | z (cm) | kVp | $S_{receptor}$ | $K_T^{receptor} (\frac{\mu Gy}{mAs})$ | $K^* (\mu Gy)$ | mAs  |
|----------------|--------|-----|----------------|---------------------------------------|----------------|------|
| Rodilla AP     | 13,9   | 60  | 0,10           | 0,13                                  | 2,5            | 19,7 |
| Rodilla LAT    | 14,3   | 55  | 0,09           | 0,08                                  | 2,5            | 33,4 |
| Abdomen AP     | 21,8   | 75  | 0,21           | 0,06                                  | 2,5            | 40,6 |
| Tórax PA       | 8,7    | 125 | 0,15           | 2,43                                  | 5              | 2,1  |
| Tórax LAT      | 15,1   | 125 | 0,25           | 0,73                                  | 5              | 6,8  |
| Columna L. AP  | 21,8   | 83  | 0,24           | 0,10                                  | 2,5            | 24,8 |
| Columna L. LAT | 27     | 87  | 0,32           | 0,05                                  | 2,5            | 55   |
| Columna C. LAT | 11,7   | 73  | 0,10           | 0,41                                  | 2,5            | 6    |
| Columna C. AP  | 11,7   | 66  | 0,09           | 0,28                                  | 2,5            | 8,9  |

Tabla 1: técnicas calculadas para distintos espesores  $z$  y tensión  $kVp$ . Se muestra la fracción de dispersa en el receptor  $S_{receptor}$ , el kerma total en el receptor  $K_T^{receptor}$ , el kerma fijado  $K^*$  y la carga óptima  $mAs$ .

En la tabla 2 se compara la carga calculada y la carga real que selecciona el equipo con el CAE:

| Vista          | $mAs_{calculados}$ | $mAs_{CAE}$ | Diferencia (%) |
|----------------|--------------------|-------------|----------------|
| Rodilla AP     | 19,7               | 10          | 97             |
| Rodilla LAT    | 33,4               | 14          | 139            |
| Abdomen AP     | 40,6               | 33          | 23             |
| Torax PA       | 2,1                | 2           | 5              |
| Tórax LAT      | 6,8                | 6           | 13             |
| Columna L. AP  | 24,8               | 35          | 29             |
| Columna L. LAT | 55                 | 40          | 38             |
| Columna C. LAT | 6                  | 7           | 14             |
| Columna C. AP  | 8,9                | 14          | 37             |

Tabla 2: diferencia porcentual entre la carga calculada  $mAs_{calculados}$  y la carga seleccionada por el CAE,  $mAs_{CAE}$ .



## DISCUSIÓN

El kerma fijado a la entrada del receptor es 2.5 uGy, excepto para el Tórax (5uGy) debido a la menor respuesta del receptor de imagen a esa calidad.

Las cargas calculadas para las técnicas de tórax, abdomen y columna presentan diferencias menores del 40% respecto de la carga seleccionada por el CAE; las de rodilla son aproximadamente el doble. Estas discrepancias se pueden justificar en razón a la diferencia entre los espesores de las extremidades -un cambio de 2 cm puede duplicar la carga calculada- entre la población usada en nuestro modelo -marines americanos- y los pacientes del SCS.

## CONCLUSIÓN

El método de cálculo de técnicas radiográficas propuesto estima la carga óptima para diferentes vistas radiográficas y podría sustituir al CAE.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> [1] AICHINGER, H. ET AL. RADIATION EXPOSURE AND IMAGE QUALITY IN X-RAY DIAGNOSTIC RADIOLOGY: PHYSICAL PRINCIPLES AND CLINICAL APPLICATIONS. SPRINGER SCIENCE BUSINESS MEDIA, 2011.
- <sup>2</sup> [2] BOR, D. ET AL. INVESTIGATION OF GRID PERFORMANCE USING SIMPLE IMAGE QUALITY TESTS. EN: JOURNAL OF MEDICAL PHYSICS/ ASSOCIATION OF MEDICAL PHYSICISTS OF INDIA, 2016, VOL. 41, NO 1, P. 21.
- <sup>3</sup> [3] GORDON, C. C. ET AL. ANTHROPOMETRIC SURVEY OF US ARMY PERSONNEL: METHODS AND SUMMARY STATISTICS. ARMY NATICK SOLDIER RESEARCH DEVELOPMENT AND ENGINEERING CENTER, 2014.

# EL CADI, UNA INICIATIVA PARA LA OPTIMIZACIÓN DE PROCEDIMIENTOS TC EN ANDALUCÍA

Angulo Pain, E. (1); Almansa Lopez, J. (2); Rodriguez Castillo, M. (3); Moise Cosano, P. (3); Soriano, E. (4); Aznar Mendez, R. (3)  
(1) Hospital Universitario Puerta Del Mar, (2) Hospital Virgen De Las Nieves, (3) Hospital Universitario Virgen de Valme, (4) Hospital Universitario Virgen del Rocío

## INTRODUCCIÓN

En el año 2020, como parte del proyecto “Huella Energética” enmarcado dentro de la estrategia de Seguridad del Paciente en el sistema sanitario público andaluz, se llevó a cabo la renovación tecnológica de la mayor parte del paquete tecnológico de Tomografía Computerizada. El proyecto con una duración previsat de 8 años ha supuesto la instalación inicial de 68 equipos en 25 hospitales, además de una innovación organizativa con objetivo de estandarizar la práctica y reducir la dosis de radiación.

## MÉTODO

El proyecto incorpora una instalación única denominada “Centro Avanzado de Diagnóstico por Imagen” (CADI) que centraliza la explotación de datos, la formación, la disponibilidad y la productividad y coordina los diferentes grupos de trabajo centrados en la estandarización de protocolos y la gestión de dosis, formados por radiólogos, físicos médicos y técnicos de diagnóstico por la imagen de los 24 centros implicados. En cada centro o área de protección radiológica se crea un “comité local de gestión de dosis y protocolos”, de forma que más de 200 profesionales participan de forma directa en el proyecto.

## RESULTADOS

Actualmente se han instalado 81 CTs (sobre los 68 inicialmente programados debido a nuevas incorporaciones) y se han conectado a los sistemas informáticos del CADI, registrándose actualmente cerca de un millón de estudios.

Se han definido además de los indicadores de alertas del sistema de gestión de dosis, 33 indicadores clave del proyecto (KPI) para el análisis automatizado global de la disponibilidad, la productividad y la dosis, sobre los que se han definido los procesos de toma de decisiones.

Con objeto de estandarizar la práctica, se han creado nuevos procedimientos colaborativos para la definición de protocolos técnicos corporativos en función de la indicación clínica, concretandose por el momento, en una selección de 24 protocolos en el área de neuroimagen, si bien están en proceso otras áreas como músculo-esquelético, abdomen, etc.

Además, se ha establecido un procedimiento para la instalación semiautomática de dichos protocolos en los equipos, realizandose inicialmente un piloto en 27 equipos de 6 centros diferentes cuyos profesionales participan en el grupo de trabajo de validación.





Actualmente se está evaluando las dosis junto con la calidad de imagen de estos protocolos corporativos para su aprobación e implantación.

Respecto a las dosis de radiación administrada a los pacientes se evaluó el impacto de la renovación tecnológica en la dosis de radiación y se han analizado y establecido niveles de referencia de dosis (NRD) para los 34 protocolos de adultos más comunes. Actualmente se está evaluando las dosis de los protocolos en pediatría para establecer los niveles de referencia correspondientes.

## CONCLUSIONES

Nos encontramos involucrados en un proyecto innovador que incluye además de la renovación tecnológica de equipamiento TC, el diseño de metodologías de trabajo que permiten avanzar en la estandarización de las prestaciones técnicas y clínicas, homogeneizando los protocolos utilizados. Esta homogeneización, adicionalmente nos permitirá establecer y revisar

fácilmente los NRD locales para su uso como herramienta de optimización continua de estos procedimientos mejorando así de manera uniforme la asistencia sanitaria.



## LOGROS DEL CADI

Enero 2023





## ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA

# ESTUDIO DE LAS DIFERENCIAS ENTRE RADIOFÍSICOS EN LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA DE CÁNCER DE ENDOMETRIO

González Rodríguez, A. (1); Jiménez Puertas, S. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA, ENDOMETRIO, EXPERIENCIA, PLANIFICACIÓN, CILINDRO, AXXENT

### OBJETIVO

Analizar las diferencias en la planificación de tratamientos de braquiterapia electrónica de vagina entre cuatro físicos con diferentes años de experiencia en nuestro centro.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Se eligen retrospectivamente 64 pacientes. El sistema de planificación es BrachyVision (Varian). Los aplicadores vaginales cilíndricos y la máquina de tratamiento (Axxent) son de Xofig. La prescripción es 7 Gy/sesión para diferentes tamaños de diámetro de los aplicadores. Los diámetros se clasifican en menor tamaño (2cm y 2,5cm) y mayor tamaño (3cm y 3,5cm). Se analizan los planes en función de D2cc(Gy) en recto, vejiga y sigma; V90%(%) en PTV.

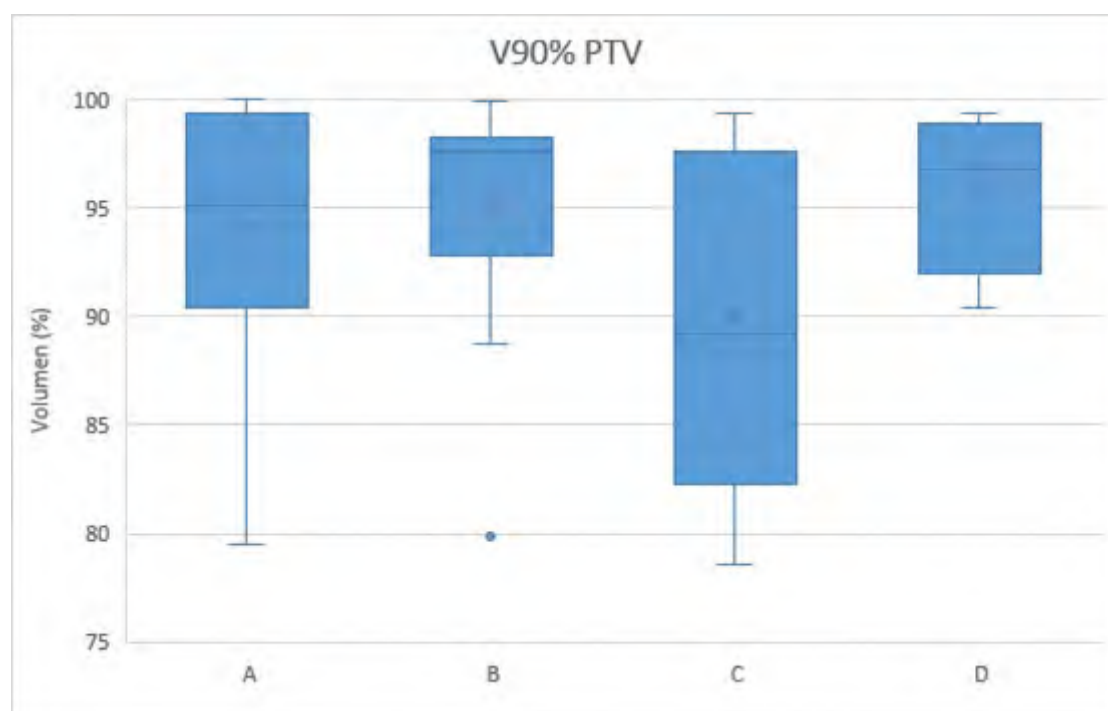
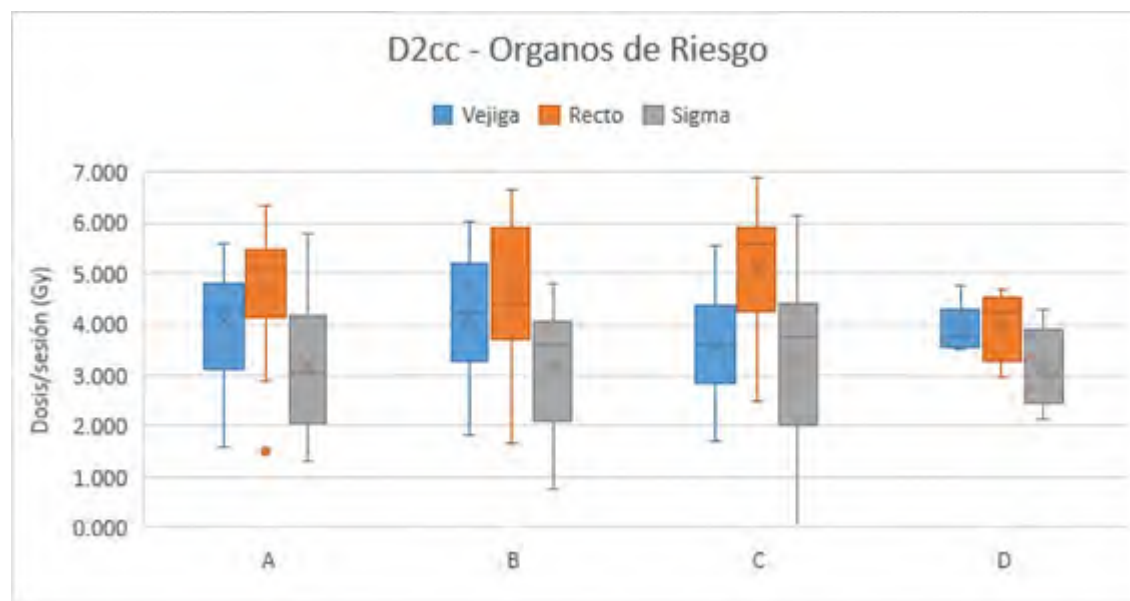
- Físico A: 4 años y 21 planes
  - 2 de 2 cm
  - 4 de 2.5 cm
  - 4 de 3 cm
  - 11 de 3,5 cm
- Físico B: 7 años y 21 planes
  - 2 de 2 cm
  - 1 de 2.5 cm
  - 7 de 3 cm
  - 11 de 3.5 cm
- Físico C: 2 años y 17 planes
  - 2 de 2 cm
  - 4 de 3 cm
  - 11 de 3,5 cm
- Físico D: 5 años y 5 planes
  - 4 de 3 cm
  - 1 de 3.5 cm





## RESULTADOS

A mayor diámetro, mejor cobertura V90(%) y menor dosis D2cc(G) en OARs.



## DISCUSIÓN

- OARs:
  - Recto: Mejores resultados en el A. Llama la atención la dispersión en el B. Peores resultados en el C.
  - Sigma: Parecidos, pero con mayor dispersión en el C.
  - El D presenta los mejores resultados, que era de esperar dado que sólo planifica diámetros grandes.
  - Hay diferencias sutiles entre el físico B y A; presentando mejores medias el B, pero menor dispersión el A. Parece que el A planifica de una forma más estandarizada, pero con resultados mejorables respecto al B, de mayor experiencia.



- V90:
  - De media mayor y con menor dispersión en el físico B, de mayor experiencia. Resultados con mayor dispersión en el C, de menor experiencia. Al ser el número de cilindros de menor diámetro similar, parece que la experiencia es el factor determinante.
  - Las diferencias en la cobertura V90 entre el B y el A pueden deberse a que el A planifica el doble de cilindros de menor tamaño, respecto al B; por lo que en esta comparación parece que prima el tamaño del cilindro a la experiencia acumulada.
  - Llama la atención que D, con diámetros mayores del aplicador y el segundo con más experiencia acumulada, presente V90 algo menores a B, lo que brinda la oportunidad de protocolizar los tratamientos o analizar si se trata de casos aislados.

## CONCLUSIÓN

El análisis de los parámetros de calidad del plan constata que la experiencia es uno de los factores de peso en la calidad de la planificación, además del tamaño del aplicador, con mejores resultados a menor diámetro y a mayores años de experiencia acumulada.

# ESTUDIO DEL EFECTO DOSIMÉTRICO DE LA PRESENCIA DE CAVIDADES DE AIRE EN TRATAMIENTOS DE IRRADIACIÓN PARCIAL DE MAMA ULTRAACELERADA (VAPBI) CON BRAQUITERAPIA HDR SEGÚN FORMALISMO TG186

Álvarez Sánchez, V. (1); Aza Villarrubia, Z. (1); de Areba Iglesias, J. (1); Bermúdez Luna, R. (1); Retorta Fernández, P. (1); Martínez Barrio, D. F. (1)

(1) Hospital Clínico San Carlos

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA DE MAMA, HDR, DOSIMETRÍA, TG-43, TG-186

## INTRODUCCIÓN

La irradiación parcial de mama ultraacelerada con BT HDR perioperatoria consiste en la administración de 3 fracciones de 745 cGy espaciadas 12 horas a través de los catéteres implantados en el lecho de tumorectomía.

Este lecho presenta con frecuencia cavidades de aire que dan lugar a una incertidumbre en el cálculo dosimétrico, debido a la aproximación del formalismo TG43 [1] que supone medio uniforme de agua, y a los cambios en tamaño y posición de las cavidades de aire a lo largo del tratamiento.

En este trabajo se ha analizado mediante el cálculo con el formalismo TG186 [2] el efecto dosimétrico de estas cavidades de aire y su evolución en el lecho quirúrgico.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Las dosimetrías se realizaron con el sistema de planificación Oncentra Brachy v4.6.2 (Elekta).

Para 5 pacientes, se recalcularon con el protocolo TG186 las planificaciones originales (TG43), contorneando: piel, parrilla costal, pulmones y corazón en el caso de mamas izquierdas, así como las cavidades de aire y el contorno externo de paciente, asignándoles a continuación las densidades correspondientes. Se recalculó también, como referencia, la dosimetría de una paciente (número 0) sin cavidad de aire.

A la paciente número 1 se le realizó, además, un CT post-tratamiento, para visualizar cambios en la cavidad de aire y reevaluar su dosimetría mediante una fusión entre los dos CTs.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

*Comparación entre los dos formalismos de cálculo*

La TABLA 1 muestra la diferencia TG43-TG186 en los parámetros dosimétricos para las 6 pacientes. Estas diferencias se acentúan en las dosimetrías con mayor volumen de aire dentro de CTV (pacientes 4 y 5). Para volúmenes de aire menores de 2cc, la diferencia al cambiar de formalismo es similar a la que habría en ausencia de cavidad.



| Paciente  | CTV                   |             |             |              |                |             | Órganos de Riesgo   |                                |                        |
|-----------|-----------------------|-------------|-------------|--------------|----------------|-------------|---------------------|--------------------------------|------------------------|
|           | cc aire dentro de CTV | dif D90 (%) | dif D98 (%) | dif V100 (%) | dif V200cc (%) | dif DHI (%) | dif D0.1cc (%) Piel | dif D0.1cc (%) Parrilla costal | dif D0.1cc (%) Corazón |
| 0         | 0.00                  | 2.0         | 2.1         | 5.1          | 19             | -0.8        | 3.0                 | 2.2                            | 0.1                    |
| 1         | 0.01                  | 1.6         | 1.5         | 4.7          | 47             | -2.0        | 1.9                 | 1.5                            | -                      |
| 2         | 0.25                  | 2.0         | 1.8         | 2.1          | 20             | -1.6        | 1.3                 | 0.9                            | 0.2                    |
| 3         | 1.87                  | 1.8         | 0.4         | 1.7          | 11             | -0.6        | 1.3                 | 1.4                            | -                      |
| 4         | 3.14                  | 3.1         | 2.8         | 7.0          | 48             | -2.6        | 3.5                 | 1.4                            | 0.3                    |
| 5         | 3.19                  | 5.1         | 2.5         | 6.8          | 19             | -1.4        | 3.3                 | 4.1                            | 2.1                    |
| Media 1-5 | 1.69                  | 2.7         | 1.8         | 4.4          | 29             | -1.7        | 2.3                 | 1.9                            | 0.9                    |

Tabla 1. Las diferencias se han calculado como valor según TG43 – valor según TG186. Índice de homogeneidad (DHI) definido como (V100-V150)/V100

Se observa mayor V100(%) en el cálculo con TG43 debido a que, aunque suponga mayor atenuación en la cavidad por considerarla de agua, la prácticamente nula absorción de dosis en esta región para TG186 hace que se compense este efecto.

#### Comparación CT pre y post-tratamiento

La TABLA 2 muestra las diferencias dosimétricas de la paciente 1, cuya cavidad de aire se redujo en más de un 10%.

| Paciente 1  | cc aire dentro de CTV | dif D90 (%) | dif D98 (%) | dif V100 (%) | dif V200cc (%) | dif DHI (%) | dif D0.1cc (%) piel | dif D0.1cc (%) parrilla costal | dif D0.1cc (%) corazón |
|-------------|-----------------------|-------------|-------------|--------------|----------------|-------------|---------------------|--------------------------------|------------------------|
| CT pre-tto  | 3.19                  | 5.46        | 11.45       | 4.66         | 13.00          | -1.4        | 5.56                | -9.43                          | 1.24                   |
| CT post-tto | 2.84                  |             |             |              |                |             |                     |                                |                        |

Tabla 2. Diferencias dosimétricas de la paciente 1. Las diferencias se han calculado como valor en dosimetría inicial - final.

Se aprecian disminuciones en cubrimiento de CTV y volumen de sobredosificación debidas al desplazamiento y reducción de la cavidad de aire entre la primera sesión y la última. El DHI permanece prácticamente inalterado, por mantenerse similares las posiciones relativas entre los catéteres (<1.5 mm de desplazamiento medido en la fusión).

#### CONCLUSIONES

Las dosis obtenidas mediante ambos protocolos presentan mayores discrepancias en aquellas pacientes con mayores cavidades de aire. Las diferencias en cubrimiento de CTV y dosis máximas a ODR se acentúan para cavidades mayores de 2cc. Para volúmenes menores, parecen equiparables a las diferencias que habría en ausencia de aire.

Se aprecia una disminución de cubrimiento de CTV y una variación notable de las dosis máximas a ODR en el transcurso de las sesiones de tratamiento, debidas posiblemente a la inflamación inicial de la mama y al cambio en la cavidad de aire.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> M. J. RIVARD ET. AL., "UPDATE OF AAPM TASK GROUP NO. 43 REPORT: A REVISED AAPM PROTOCOL FOR BRACHYTHERAPY DOSE CALCULATIONS", MED. PHYS. 31 (3) (2004).
- <sup>2</sup> L. BEAULIEU ET. AL., "REPORT OF THE TASK GROUP 186 ON MODEL-BASED DOSE CALCULATION METHODS IN BRACHYTHERAPY BEYOND THE TG-43 FORMALISM: CURRENT STATUS AND RECOMMENDATIONS FOR CLINICAL IMPLEMENTATION", MED. PHYS. 39 (10) (2012)

## DESARROLLO DE BASE DE DATOS PARA BRAQUITERAPIA CON PYTHON Y SQLITE

Honorato Hernández, S. (1); Castro Tejero, P. (1); Simón de Blas, R. (1); Hernández González, D. (1); Roch González, M. (1); Chamorro Serrano, P. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: BASE DE DATOS RELACIONAL, SQLITE



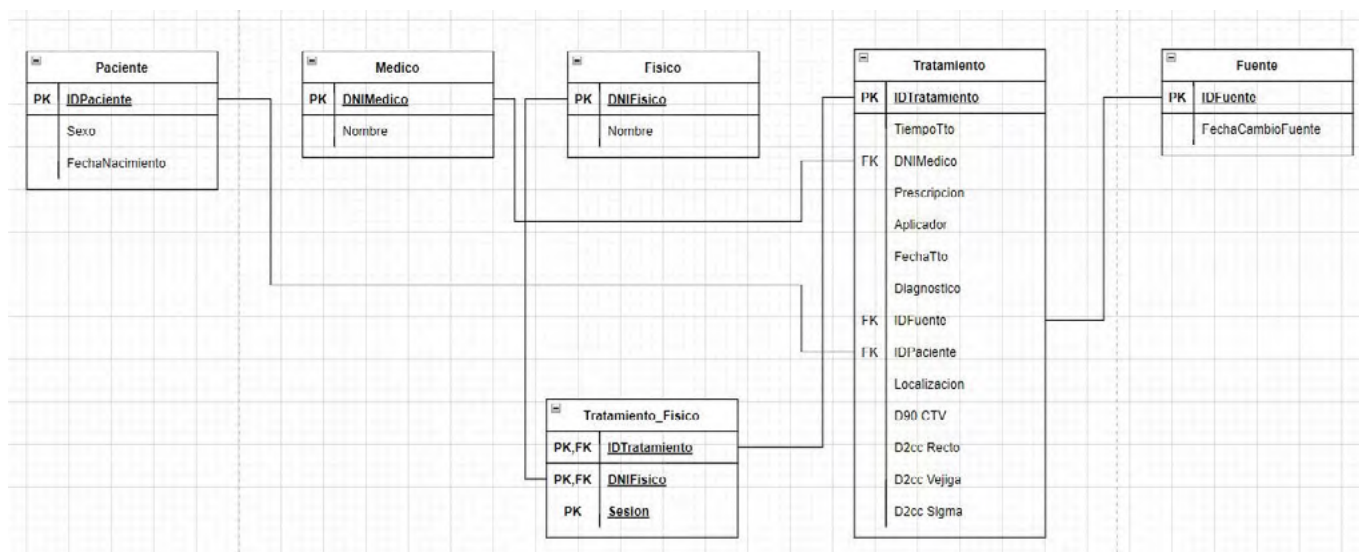


FIGURA 2. Modelo relacional de la base de datos

La base de datos se ha desarrollado utilizando el sistema de gestión de bases de datos relacionales SQLite, en particular con el software dedicado al trabajo de SQLite en modo gráfico DB Browser.

Para la comunicación del usuario con la base de datos se ha desarrollado una interfaz gráfica en Python 3.9.13 que se comunica con la misma mediante la librería PyQt sin necesidad de conocimientos de programación por parte del usuario.

Algunas de las funcionalidades implementadas en la interfaz gráfica son la visualización de la base de datos (tanto total como por patología), la posibilidad de añadir o borrar tratamientos, la visualización de las prescripciones realizadas por los médicos o las planificaciones realizadas por los físicos, la actualización de la fuente radiactiva en uso en el equipo y un sistema de disparadores que dejan constancia de las modificaciones en la base de datos.

## RESULTADOS

Se ha testeado la base de datos con resultados satisfactorios y en un futuro se espera poder implementarla clínicamente.

## DISCUSIÓN

La base de datos presentada es mucho más potente, flexible, segura y consistente que las bases de datos generadas en Microsoft Excel implementadas en muchos servicios de oncología radioterápica, además su uso a través de la interfaz gráfica de Python no hace necesario tener conocimientos de programación para su uso.

El uso de Python puede utilizarse para introducir datos automáticamente en la base de datos a través de archivos guardados en red o en local, ahorrando tiempo del profesional y permitiendo una base de datos mucho más completa.

## CONCLUSIONES

La base de datos permite analizar los datos demográficos de los pacientes y segregarlos por patología, así como detectar patrones y anomalías en las prescripciones y dosimetrías mostrando un rápido acceso a los datos dosimétricos de los pacientes.

# ANÁLISIS DE LA PUREZA DE LA FUENTE DE IR-192 DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA GAMMAMED PLUS DE VARIAN

Honorato Hernández, S. (1); Hernández González, D. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Castro Tejero, P. (1); Simón de Blas, R. (1); Roch González, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: IR-192, IMPUREZAS



## INTRODUCCIÓN

Los cálculos de tiempos de parada y de deposición de dosis llevados a cabo por el planificador Brachyvision de Varian suponen una pureza del 100% de la fuente de Ir-192 utilizada para llevar a cabo los tratamientos. Una pureza inferior podría dar lugar a discrepancias en los tiempos de parada y la dosimetría en los tratamientos.

El objetivo de este trabajo es analizar la pureza de la fuente HDR de Ir-192 GammaMed Plus de Varian mediante el estudio de su curva de decaimiento a lo largo del tiempo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se ha desarrollado analizando la variación de las medidas de TKRA diarias de 10 fuentes HDR de Ir-192 frente al tiempo (figura 1).



FIGURA 1. TKRA vs t para las 10 fuentes analizadas

Las medidas se han realizado con el equipamiento de PTW cámara pozo modelo TM33005, electrómetro modelo UNIDOS e inserto modelo TM33004.1.013, la polarización utilizada para las medidas ha sido +400V y las lecturas se han corregido por presión, temperatura, coeficiente de calibración, factor de corrección de la fuente y factor de corrección del adaptador.

Las medidas del TKRA se han ajustado a una exponencial negativa mediante la plataforma de programación y cálculo numérico MATLAB.

## RESULTADOS

El valor teórico para la constante de desintegración es  $6.5200 \cdot 10^{-6} \text{ min}^{-1}$  mientras que el valor promedio de la constante de desintegración obtenido tras el procesado de las medidas diarias de TKRA es  $6.52 \cdot 10^{-6} \text{ min}^{-1}$  con una desviación estándar de  $3 \cdot 10^{-8} \text{ min}^{-1}$ .

La desviación promedio entre la constante de desintegración teórica y la obtenida a partir de las medidas es 0.08% mientras que la máxima desviación obtenida es del -0.81%.

En el total de las 10 fuentes analizadas, en 7 de ellas el valor de la constante de desintegración obtenido es mayor al teórico, siendo menor en los casos restantes.

Los resultados se muestran en la tabla 1.





| Fuente               | $\dot{\Lambda}$ (1/min) |
|----------------------|-------------------------|
| Teórica              | 6,5200E-06              |
| Fuente 1             | 6,5633E-06              |
| Fuente 2             | 6,5438E-06              |
| Fuente 3             | 6,5449E-06              |
| Fuente 4             | 6,5038E-06              |
| Fuente 5             | 6,5012E-06              |
| Fuente 6             | 6,5449E-06              |
| Fuente 7             | 6,5046E-06              |
| Fuente 8             | 6,4670E-06              |
| Fuente 9             | 6,5357E-06              |
| Fuente 10            | 6,5403E-06              |
| Promedio $\pm\sigma$ | 6,52E-0,6 $\pm$ 3E-08   |

Tabla 1. Resultados obtenidos

#### DISCUSIÓN

Con los resultados obtenidos podemos concluir que la fuente no presenta impurezas relevantes en su composición.

Las medidas de las que se dispone para realizar este estudio no son lo suficientemente precisas para determinar el grado de pureza exacto de la fuente que podemos decir es bastante alto.

La máxima desviación en el cálculo de los tiempos totales de tratamiento estimado con las medidas analizadas, calculado a los 90 días de decaimiento de la fuente, es de un 0.7%.

#### CONCLUSIONES

Las posibles imprecisiones que puedan cometerse a nivel clínico debido a la suposición de una pureza total de la fuente son despreciables.

## TABLA AWAY-ALONG MEDIANTE DETECTOR DE CENTELLEO PLÁSTICO DE LA FUENTE DE IRIDIO-192 MICROSELECTRON HDR V2

Herreros Martínez, A. (1); Tarrats Rosell, J. (1); Melo, J. (2); Moutinho, L. (2); Neves, J. (2)

(1) Clínica Barcelona–Universidad de Barcelona, (2) NU-RISE

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA IN VIVO; BRAQUITERAPIA; DETECTOR DE CENTELLEO

#### INTRODUCCIÓN

La verificación dosimétrica *in vivo* en braquiterapia mediante detector plástico de centelleo (PSD) ofrece una serie de ventajas sobre otras alternativas comerciales (buen cociente señal-ruido, poca dependencia con la temperatura, energética y angular, y un tamaño reducido que permite insertarlo en catéteres 4F). En el presente trabajo se ha realizado una caracterización experimental mediante PSD de la tabla *away-along* correspondiente a la fuente de braquiterapia microSelectron v2 de alta tasa de dosis (Curium Netherlands B.V., The Netherlands).



## MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema dosimétrico, lector y sonda, utilizado se han descrito anteriormente<sup>1</sup>. Se ha diseñado un maniquí de polimetilmetacrilato (PMMA) en el que se han mecanizado alojamientos para la inserción de agujas plásticas 4F (ELEKTA, Países Bajos) a diferentes distancias y ángulos del eje central.

Para las medidas de la tabla *away-along*, se ha insertado la sonda PSD en el eje del maniquí, y en los catéteres paralelos periféricos se han conectado las sondas de transferencia acopladas al proyector automático de carga diferida microSelectron v3 Digital (ELEKTA, Países Bajos). La geometría del maniquí de esta configuración se puede observar en la FIGURA 1.

En una segunda configuración del maniquí, se ha acoplado un anillo que permite insertar una aguja en horizontal para colocar la sonda PSD, con objeto de medir la dependencia angular del detector a una distancia  $r = 6$  cm cada 20 grados. A las medidas de la tabla *away-along* se les ha aplicado el factor de corrección angular obtenido.

Para la substracción del efecto tallo se han alternado en cada una de las posiciones la sonda PSD y otra de idénticas dimensiones sin centelleador (sonda *dummy*). Se han corregido las medidas por TKRA. Se han realizado tres adquisiciones por posición. No se han realizado medidas a  $r < 1$  cm por la limitación mecánica que supone la conexión de la sonda de transferencia teniendo adyacente la sonda PSD.

## RESULTADOS

En la FIGURA 2 se muestran los resultados correspondientes a la desviación porcentual entre los datos de la tabla *away-along* obtenida mediante simulación Monte Carlo en el informe conjunto de la AAPM-ESTRO2 y los valores obtenidos experimentalmente en el presente trabajo. La desviación relativa promedio en valor absoluto en los 133 puntos de medida es de  $2.8 \pm 2.3$  (1SD) %, con discrepancias mínimas y máximas de 0.03% y 13.97%, respectivamente.

## DISCUSIÓN

Los datos obtenidos en el presente trabajo ofrecen una caracterización experimental de la respuesta de un PSD en el plano  $z/r$  de la fuente de Iridio-192 microSelectron v2. No obstante, se han observado algunas diferencias considerables para determinadas posiciones en las que la sonda PSD tiene una altura en el eje  $z$  inferior al de la fuente, es decir: aquellas configuraciones con mayor exposición de la fibra óptica.

## CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos con el equipo dosimétrico presentado muestran factible su uso para la dosimetría *in vivo* en braquiterapia.

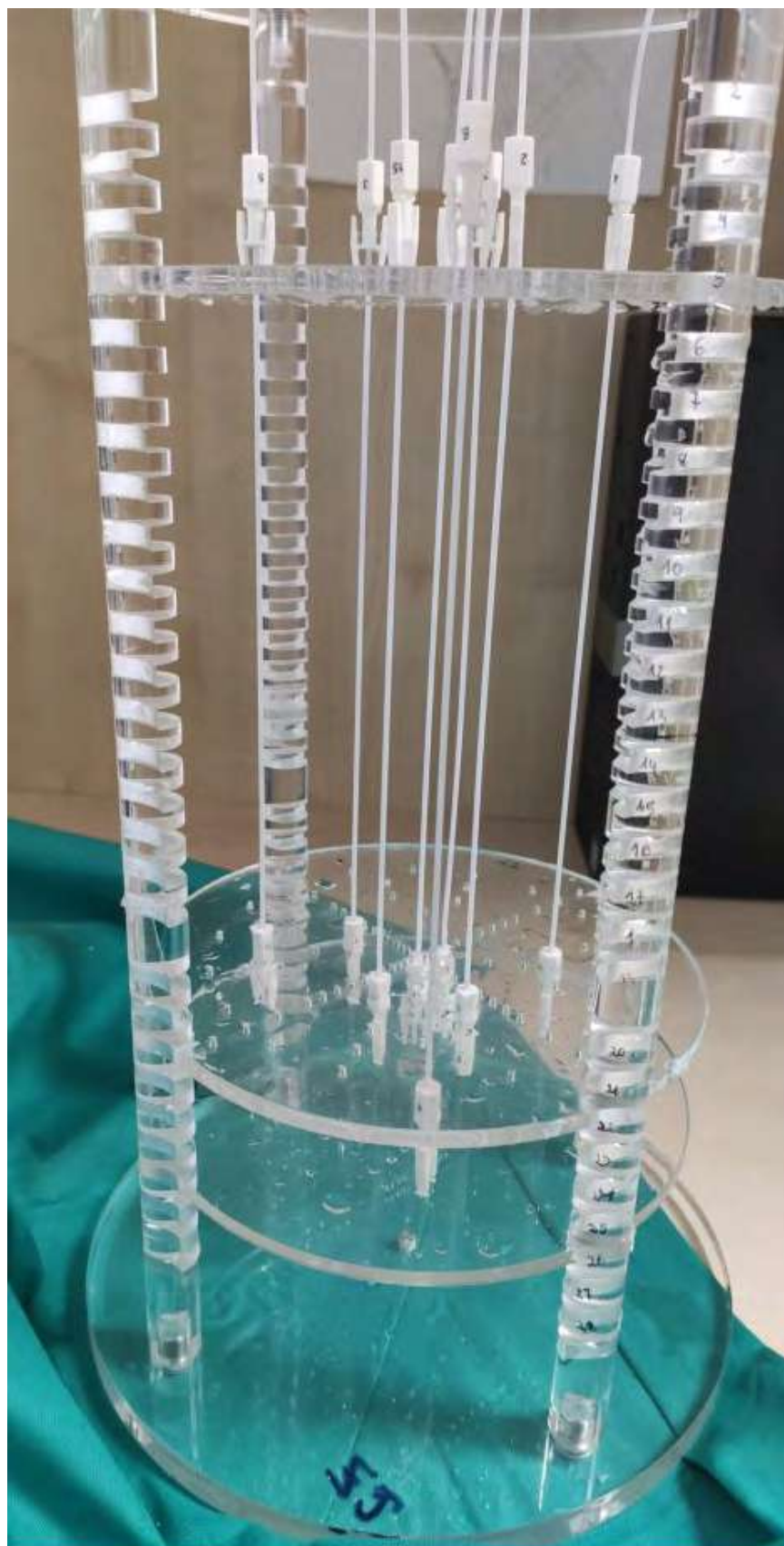


Figura 1. Geometría del maniquí en la configuración para la medida de la tabla *away – along*.

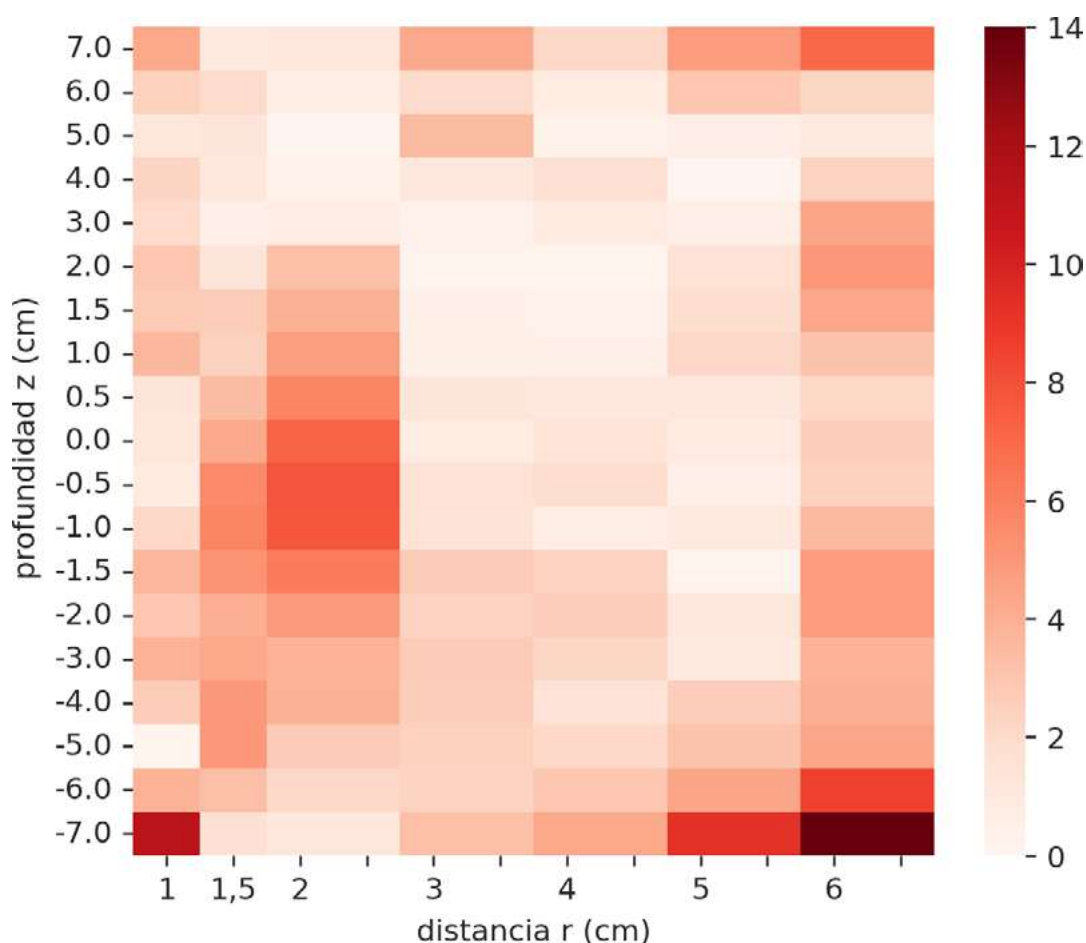


Figura 2. Gráfica donde se representa la desviación relativa percentual en valor absoluto entre los valores experimentales y la tabla *along – away* del informe 229 de la AAPM.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> HERREROS, A.; PÉREZ-CALATAYUD, J.; BALLESTER, F.; BARRERA-GÓMEZ, J.; ABELLANA, R.; MELO, J.; MOUTINHO, L.; TAGLIAFERRI, L.; ROVIROSA, Á. IN VIVO VERIFICATION OF TREATMENT SOURCE DWELL TIMES IN BRACHYTHERAPY OF POSTOPERATIVE ENDOMETRIAL CARCINOMA: A FEASIBILITY STUDY. J. PERS. MED. 2022, 12, 911.
- <sup>2</sup> PEREZ-CALATAYUD J, BALLESTER F, DAS RK, DEWERD LA, IBBOTT GS, MEIGOONI AS, OUHIB Z, RIVARD MJ, SLOBODA RS, WILLIAMSON JF. DOSE CALCULATION FOR PHOTON-EMITTING BRACHYTHERAPY SOURCES WITH AVERAGE ENERGY HIGHER THAN 50 KEV: REPORT OF THE AAPM AND ESTRO. MED PHYS. 2012 MAY;39(5):2904-29.

## DISEÑO DE MOLDES MEDIANTE IMPRESORA 3D PARA BRAQUITERAPIA SUPERFICIAL

Richart Sancho, J. (1); Chimeno Hernández, J. M. (2); Escalera Ruiz, L. (1); Zaragoza Carrillo, A. (1); Martínez Navarro, J. Á. (1); Palomo Linares, R. (1); Sanjuanbenito Ruiz De Alda, W. (3); García Cases, F. (1)

(1) Hospital Universitario San Juan De Alicante

PALABRAS CLAVE: PLESIOTERAPIA, IMPRESORA3D



## INTRODUCCIÓN

Los aplicadores comerciales en braquiterapia para el tratamiento de lesiones de piel presentan deficiencias en áreas donde la superficie no es plana. Se presenta un método para crear, mediante impresora 3D moldes personalizados, de manera que se asegura un encaje perfecto con la superficie del paciente.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La impresora 3D utilizada fue el Modelo Creality Ender 3, con un volumen de impresión de 22 x 22 x 25 cm<sup>3</sup> y provista de una boquilla de 0.4 mm de diámetro. El material utilizado para el molde es PLA. La temperatura de trabajo del extrusor es 213°C y la de la cama 60°C. El software de laminado utilizado es el Ultimaker Cura v4.13.1. Disponemos del sistema de planificación para braquiterapia Sagiplan v2.2 (Bebig).

Para el diseño del aplicador se realiza un CT al paciente (cortes de 1 mm), donde se ha marcado el CTV mediante el hilo fino radiopaco. Se transfieren las imágenes al TPS, donde el radioterapeuta delimita el CTV. Posteriormente se auto contornea la piel con la ventana de pulmón. Se restringe el contorno de la piel a la zona de interés más un margen que dará reproducibilidad a la sujeción del molde. Hacemos una expansión de la piel de 10 mm que será el origen del modelo 3D haciendo el correspondiente booleano con la piel. Posteriormente, se diseñan catéteres separados entre sí no más de 1 cm, cubriendo todo el CTV y a no menos de 5 mm de piel. Una vez optimizado el plan, éste se exporta junto con las estructuras. Estos ficheros RTplan y RTstructure se importan al software de libre distribución Beben-DICOM to STL donde se genera la superficie del molde con los agujeros internos de 3 mm por donde insertaremos los catéteres flexibles. Este fichero generado en formato .stl es el que llevamos al software de laminado para su impresión 3D. Una vez impreso el molde, se insertan los catéteres plásticos y se realiza un nuevo CT al paciente con éste colocado. Se comprueba la fijación y el contacto del molde con la superficie del paciente y se realiza la planificación definitiva.



Fig 1. Fotografía molde 3D encajado en el paciente.



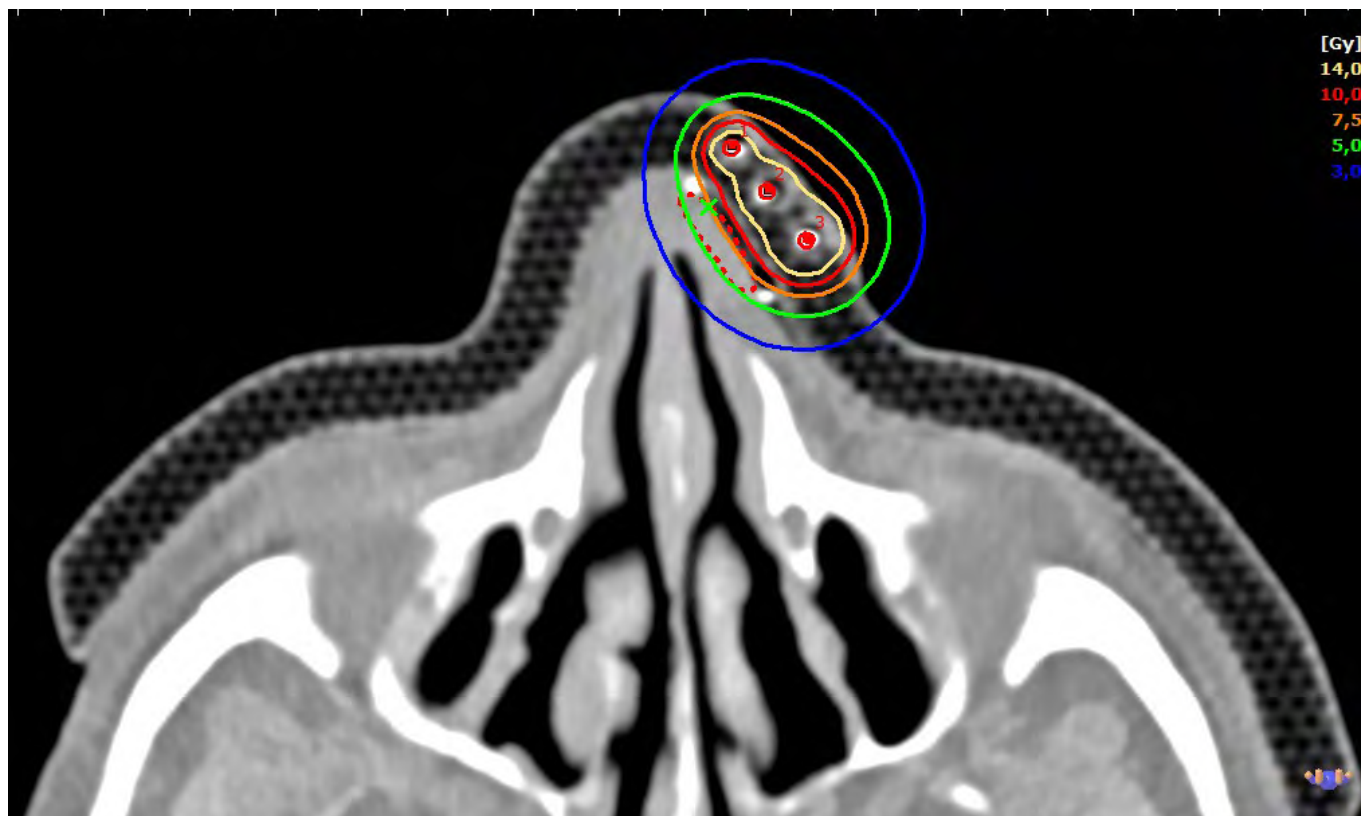


Fig 2. Planificación en Sagiplan 2.2 sobre el CT con el molde encajado en el paciente. Resultados

El molde diseñado de este modo encaja perfectamente sobre la superficie del paciente y su colocación es fielmente reproducible. La impresión del molde llevó unas 14 horas (porcentaje de relleno 50% y espesor de capa de 0.2 mm).

#### DISCUSIÓN

Los moldes personalizados ofrecen, en superficies irregulares o curvas, mayor adaptación y reproducibilidad que las alternativas comerciales. Cabe prestar atención a la elección de la ventana al auto contornear la piel ya que de ello dependerá la buena adaptación del molde. El tiempo de impresión depende fuertemente del porcentaje de relleno y espesor de capa utilizado.

#### CONCLUSIONES

Los moldes personalizados creados mediante impresión 3D son una alternativa robusta y reproducible para aplicar en la braquiterapia superficial de tumores cutáneos.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BIEŁĘDA G, CHICHEŁ A, BOEHLKE M, ZWIERZCHOWSKI G, CHYREK A, BURCHARDT W, STEFANIAK P, WIŚNIEWSKA N, CZEREBKA K, MALICKI J. 3D PRINTING OF INDIVIDUAL SKIN BRACHYTHERAPY APPLICATOR: DESIGN, MANUFACTURING, AND EARLY CLINICAL RESULTS. J CONTEMP BRACHYTHERAPY. 2022 APR;14(2):205-214. DOI: 10.5114/jcb.2022.114353. EPUB 2022 MAR 25. PMID: 35494185; PMCID: PMC9044311

## COMPARACION DOSIMÉTRICA DE PLANES DE TRATAMIENTO DE BRAQUITERAPIA PROSTÁTICA DE BAJA Y ALTA TASA DE DOSIS

García Castejón, M. A. (1); Penedo Cobos, J. M. (1); Vasquez, W. (1); Gonzalez Abad, R. (1); Rincón Pérez, M. (1); Gomez Tejedor Alonso, S. (1); Morcillo García, A. B. (1); Martínez Felipe, A. (1); Olivera Vegas, J. (1); Azinovic Gamon, I. (1)

(1) Hospital Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: HDR, LDR, BRAQUITERAPIA, PRÓSTATA





## INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

El objetivo de este estudio es comparar los histogramas dosis volumen de tratamientos realizados con braquiterapia prostática de baja (LDR) y alta tasa de dosis (HDR). También se analizó el índice de homogeneidad en próstata.

## MATERIAL Y MÉTODO

Se han analizado 30 pacientes con cáncer de próstata de riesgo bajo e intermedio, tratados en nuestra institución entre 2021-2023. De estos pacientes, 15 se trataron con semillas de I-125 (LDR) y los otros 15 con carga diferida de Ir-192 (HDR).

Los pacientes tratados con braquiterapia de LDR recibieron 145Gy en monoterapia.

Los pacientes tratados con braquiterapia de HDR recibieron 15Gy en combinación con radioterapia externa.

Los cálculos de tratamiento se realizaron con los planificadores de tratamiento Variseed v8.0 y OncentraProstate v. 4.2.2.4 para LDR y HDR respectivamente.

El equipo utilizado para la carga diferida de los tratamientos de HDR fue un microSelectron V3 con 18 canales. Para ambas técnicas de tratamiento se utilizó un ecógrafo FlexFocus 700 de BK y un estabilizador de CIVCO.

Los planes fueron optimizados siguiendo las recomendaciones de los protocolos de la GEC- ESTRO para las dos técnicas.

Para todos los pacientes analizados se evaluó el V100, V150, V200, D90 y el índice de homogeneidad de la dosis (HI definido como  $(V100-V150)/V100$ ) en próstata.

También se evaluó para todos los pacientes la Dmax de uretra y el D2cc en recto.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos pueden verse en la TABLA 1.

La técnica de baja tasa de dosis proporciona un mejor cubrimiento del volumen prostático cuando se compara con la técnica de alta tasa de dosis.

Las distribuciones de dosis que se obtienen con baja tasa son menos homogéneas que las obtenidas para con alta tasa.

Con la técnica de baja tasa de dosis, los volúmenes de próstata que recibieron dosis del 150% y 200% de la dosis de prescripción fueron significativamente mayores.

Las sobredosificaciones que aparecen en las distribuciones de dosis de baja tasa de dosis pueden ser adaptadas para sobreimpresionar zonas de la próstata con mayor carga tumoral.

La dosis en uretra es significativamente mayor en baja tasa de dosis comparado con la obtenida en alta tasa, como consecuencia de la menor homogeneidad de estos tratamientos.

No se observaron diferencias dosimétricas en recto para ambas técnicas.

## CONCLUSIONES

Con ambas técnicas de braquiterapia prostática se obtienen dosimetrías que se ajustan a las recomendaciones de la GEC- ESTRO.

Mientras que la técnica de braquiterapia de baja tasa se utiliza como monoterapia en el ca.de próstata, la experiencia clínica ha llevado a utilizar la técnica de alta tasa de dosis como terapia combinada con radioterapia externa.

Deberían realizarse más estudios para valorar si la técnica de alta tasa de dosis podría utilizarse como monoterapia en el ca.de próstata.

# DOSIMETRÍA BASADA EN VOLUMEN VS DOSIMETRÍA BASADA EN PUNTOS EN BRAQUITERAPIA DE CÁNCER DE CÉRVIX

Talaya Alarcon, M. S. (1); Rubiato Aragon, R. (1); Hernandez Gonzalez, D. (1); Honorato Hernandez, S. (1); Castro Tejero, P. (1); Lopez Rodriguez, M. (1); Cruz Conde, J. A. (1); Zaragoza Cocero, L. (1); Carrocada Gonzalez, S. (1); Murillo Gonzalez, M. T. (1)

(1) Hospital Universitario de la Princesa



## INTRODUCCIÓN

En ICRU 89 se recogen las nuevas recomendaciones en cuanto a prescripción para la braquiterapia en el cáncer de cérvix. Estas recomendaciones se centran en un sistema de prescripción y cálculo de dosis basado en volumen (GTV, CTV), dejando atrás el clásico sistema basado en puntos.

El objetivo de nuestro estudio es describir la relación entre la dosis absorbida en los puntos A y en los diferentes volúmenes tumorales (GTV, CTV) y órganos de riesgo (OARs).

## MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro centro hemos analizado 16 dosimetrías de pacientes con cáncer de cérvix localmente avanzado tratado con radioterapia externa (DT 45 Gy) y braquiterapia endocavitaria (4 fracciones a 7 Gy/fracción). Los parámetros analizados fueron D90% y D98% en CTV-HR, D98% en GTV-res y D98% en CTV-IR, así como D2cm<sup>3</sup> en órganos de riesgo (vejiga, recto, sigma e intestino), con el equivalente de dosis EQD2. En cada caso, hemos comparado una dosimetría basada en puntos A (sistema basado en puntos) frente a una dosimetría basada en volumen.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El volumen blanco obtuvo una adecuada cobertura en ambos casos (EQD2 de D98% > 90 Gy en GTV-res, D90% > 85 Gy en CTV-HR, y D98% > 60 Gy en CTV-IR). Sin embargo, en la dosimetría basada en puntos A objetivamos una sobredosificación de 47-60% (0.11-0.14 sd) en OARs y del 47-51% (0.145 sd) en el volumen blanco comparada con la dosimetría basada en volumen. Ver imágenes 1-2.

## CONCLUSIONES

La dosis absorbida en los convencionales puntos A no se correlaciona con la dosis absorbida en los diferentes volúmenes tumorales. Una dosimetría basada en puntos A genera sobredosificación en los órganos de riesgo y, por tanto, mayor toxicidad que una dosimetría basada en volumen, sin que ello se traduzca en un beneficio en cuanto a control tumoral.

# BRAQUITERAPIA EN CÁNCER DE ENDOMETRIO NO OPERADO

Talaya Alarcon, M. S. (1); Rubiato Aragon, R. (1); Hernandez Gonzalez, D. (1); Honorato Hernandez, S. (1); Castro Tejero, P. (1); Lopez Rodriguez, M. (1); Cruz Conde, J. A. (1); Carroceda Gonzalez, S. (1); Zaragoza Cocero, L. (1); Murillo Gonzalez, M. T. (1)  
(1) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: BRAVOS

## INTRODUCCIÓN

Aunque el estándar de tratamiento en el cáncer de endometrio es la cirugía, hay un subgrupo de pacientes no subsidiario de dicho tratamiento por comorbilidades u otros factores relacionados con el propio tumor que contraindican dicha opción terapéutica. En esos casos, el tratamiento con radioterapia es una opción válida.

El objetivo de nuestro estudio es analizar el tratamiento de braquiterapia planificado con BRAVOS, el nuevo sistema de braquiterapia de VARIAN, en una paciente con cáncer de endometrio no operado.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro estudio analizamos una paciente diagnosticada de cáncer de endometrio en estadio inicial pero no subsidiaria de tratamiento quirúrgico por comorbilidades médicas. La paciente fue tratada con radioterapia externa (DT 45 Gy) y braquiterapia de alta tasa guiada por imagen (HDR-IGBT) con tándem (sonda intrauterina) y cilindro vaginal, 3 sesiones a

6.3 Gy/sesión. La planificación de braquiterapia se basó en fusión TC/RM.

Los parámetros analizados fueron D90% en CTV y GTV-res, así como D2cm<sup>3</sup> y D0.1cm<sup>3</sup> en órganos de riesgo (vejiga, recto y sigma), con el equivalente de dosis en EQD2.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Nuestros resultados fueron similares a los descritos en la literatura: la cobertura de GTV-res fue adecuada (EQD2>90Gy y cubierto con 100% isodose) pero la cobertura en CTV fue pobre (<75Gy). Ver imagen 1.

La dosis en órganos de riesgo fue adecuada en todos los casos: Vejiga D2cc < 90Gy, Vejiga D0.1cc <110Gy, Recto D2cc < 75Gy, Recto D0.1cc <85Gy, Sigma D2cc <75Gy y Sigma D0.1cc <85Gy. Ver imagen 2.



## CONCLUSIONES

El CTV normalmente queda infradosificado por las inherentes limitaciones del aplicador.

Es recomendable la planificación del tratamiento de braquiterapia con fusión TC/RM que permita una mejor delimitación de volúmenes, resultando fundamental para delimitar el GTV residual.

Deberían realizarse y compartirse más estudios sobre estos casos inusuales para ayudarnos a elegir la mejor opción terapéutica cuando nos enfrentemos a alguno de ellos en nuestra práctica clínica habitual.

## EVALUACIÓN DE DIFERENTES MATERIALES PARA CREACIÓN DE MOLDES PERSONALIZADOS EN BRAQUITERAPIA SUPERFICIAL

Mínguez Aguilar, C. (1); Plaza Núñez, R. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA SUPERFICIAL, MOLDES, IMPRESIÓN 3D

## INTRODUCCIÓN

La Braquiterapia Superficial es una opción de tratamiento efectiva en algunos tumores cutáneos(1,2). En caso de lesiones localizadas en superficies irregulares, es habitual la creación de moldes individualizados para conseguir una adecuada cobertura.

El objetivo de este estudio es evaluar diferentes materiales para la creación de moldes personalizados, el bolus de alta densidad Exaskin y los materiales para impresión 3D Elastic50 y Flexible 80, disponibles en nuestro hospital.

## MATERIAL Y MÉTODO

Para la realización de este trabajo simulamos un tratamiento con un maniquí rectangular de agua sólida al que añadimos 5mm de espesor de cada uno de los materiales de estudio. En todos los casos, colocamos cuatro catéteres flexibles separados 1cm sobre cada uno de los moldes y adquirimos una imagen TC para la planificación. Las planificaciones se realizaron de tal manera que se obtuviera una dosis uniforme en la superficie del maniquí de agua sólida, simulando la piel, de 450cGy. El sistema de planificación empleado para el cálculo es Oncentra Brachy 4.6.0.16, sin corrección de heterogeneidades.

Se compararon los tratamientos con los diferentes materiales mediante dosimetría de película, previamente calibrada, con Gafchromic EBT3, en superficie y a las profundidades de 5 y 10mm.

Todas las películas fueron escaneadas con el escáner EPSON Expression 1100XL a 72dpi y se determinó la dosis media en una región de 5x5cm<sup>2</sup>. Para los diferentes materiales y profundidades se determinaron las diferencias en la dosis media en la película respecto a la obtenida con un material equivalente agua.

## RESULTADOS

En la tabla I se muestran los resultados obtenidos. La mayor diferencia encontrada respecto a la simulada con un material equivalente a agua fue de 6.1% (1mm entre isodosis) para la profundidad de 5mm y el molde de Flexible 80. Este material, por otro lado, es demasiado rígido y no se adapta bien para superficies irregulares dejando espacios de aire.

## DISCUSIÓN

Existen diferentes materiales para la fabricación de moldes para braquiterapia superficial, así mismo, la impresión 3D es una técnica cada vez más extendida en esta área(3). Conocer la composición de estos materiales no siempre es posible, por lo que deben ser validados previamente a su uso (4,5), especialmente en aquellos casos en que el sistema de planificación no incluya corrección por heterogeneidades.

## CONCLUSIONES

El bolus exaskin así como los materiales de impresión 3D pueden ser empleados para la fabricación de moldes, aunque las posibles diferencias de dosis debidas a su composición, deben ser tenidas en cuenta en la prescripción y planificación del tratamiento.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SURFACE BRACHYTHERAPY: JOINT REPORT OF THE AAPM AND THE GEC-ESTRO TASK GROUP NO. 253. ED. PHYS. 47 (10), OCTOBER 2020
- <sup>2</sup> ASPECTS OF DOSIMETRY AND CLINICAL PRACTICE OF SKIN BRACHYTHERAPY: THE AMERICAN BRACHYTHERAPY SOCIETY WORKING GROUP REPORT. BRACHYTHERAPY 14 (2015) 840E858
- <sup>3</sup> CUSTOM 3D-PRINTED APPLICATORS FOR HIGH DOSE-RATE BRACHYTHERAPY IN SKIN CANCER. BRACHYTHERAPY 20(2021) 1257-1264
- <sup>4</sup> VALIDATION OF AN INDIVIDUALIZED HOME-MADE SUPERFICIAL BRACHYTHERAPY MOLD APPLIED FOR DEEP NONMELANOMA SKIN CANCER. REP PRACT ONCOL RADIOTHER 2022;27(6):1010-1018
- <sup>5</sup> STUDY OF DOSE DEPENDENCE ON DENSITY IN PLANAR 3D-PRINTED APPLICATORS FOR HDR Ir192 SURFACE BRACHYTHERAPY. ARTICLE IN PRESS

---

## EVALUACIÓN DE LA MATRIZ DE DOSIS PROPORCIONADA POR EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN BRACHYVISION

Ruiz Manrique, C. (1); Fernández Benítez, M. (1); Moral Sánchez, S. C. (1); Navarro Guirado, F. (1); García Pareja, S. (1); Cenizo de Castro, E. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

## OBJETIVO

En este trabajo se realiza una verificación independiente de las dosis calculadas por el sistema de planificación BrachyVision (VMS, Palo Alto, CA) utilizando

- los datos de Angelopoulos para la fuente de <sup>192</sup>Ir de Varian (VS2000) publicados por el grupo de trabajo HEBD<sup>(3)</sup> de la AAPM.
- los ajustes publicados por Lliso et al.<sup>(2)</sup> utilizando métodos analíticos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para obtener la matriz de tasa de dosis normalizada a TKRA (en adelante, tasa de dosis) a partir del planificador, se hizo el cociente entre la dosis absorbida en agua dividido por el tiempo de tratamiento (t) y el TKRA. Se simuló un maniquí cúbico de 20 cm de lado relleno de agua con la fuente colocada en una de sus caras. Se seleccionaron unas líneas con puntos de referencia para determinar la dosis en las coordenadas deseadas.

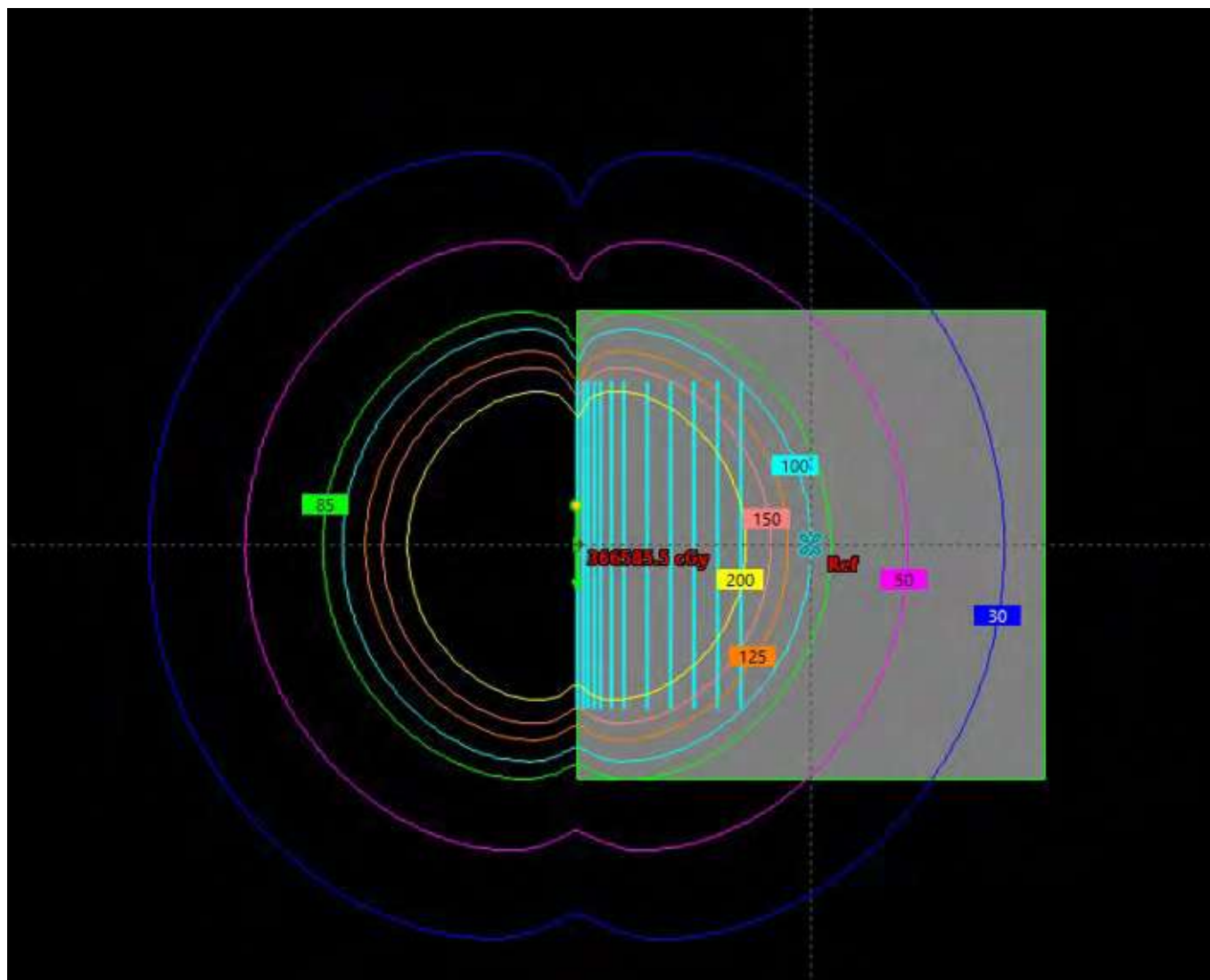


FIGURA 1. Pantalla del planificador con el maniquí y las dosis en cGy.

El formalismo definido en el TG-43 de la AAPM<sup>(1)</sup> permite el cálculo de la tasa de dosis a partir de tres funciones: función radial  $g(r)$ , función anisotropía  $F(r, \phi)$  y función geométrica  $G(r, \phi)$ .

Se compara la matriz de tasa de dosis obtenida con el sistema de planificación, y las calculadas mediante métodos Monte Carlo por Angelopoulos, presentadas en el documento del grupo de trabajo HEBD.

Los ajustes para la fuente en estudio publicados por Lliso et al. definen un conjunto de ecuaciones que permiten el cálculo de las funciones radial y anisotropía en las coordenadas deseadas. Se obtiene la matriz tasa de dosis y se compara con la del planificador.

## RESULTADOS

En la figura 2 se presentan mapas de color con las diferencias porcentuales entre la matriz obtenida con el sistema de planificación y las matrices de Angelopoulos y de Lliso et al.

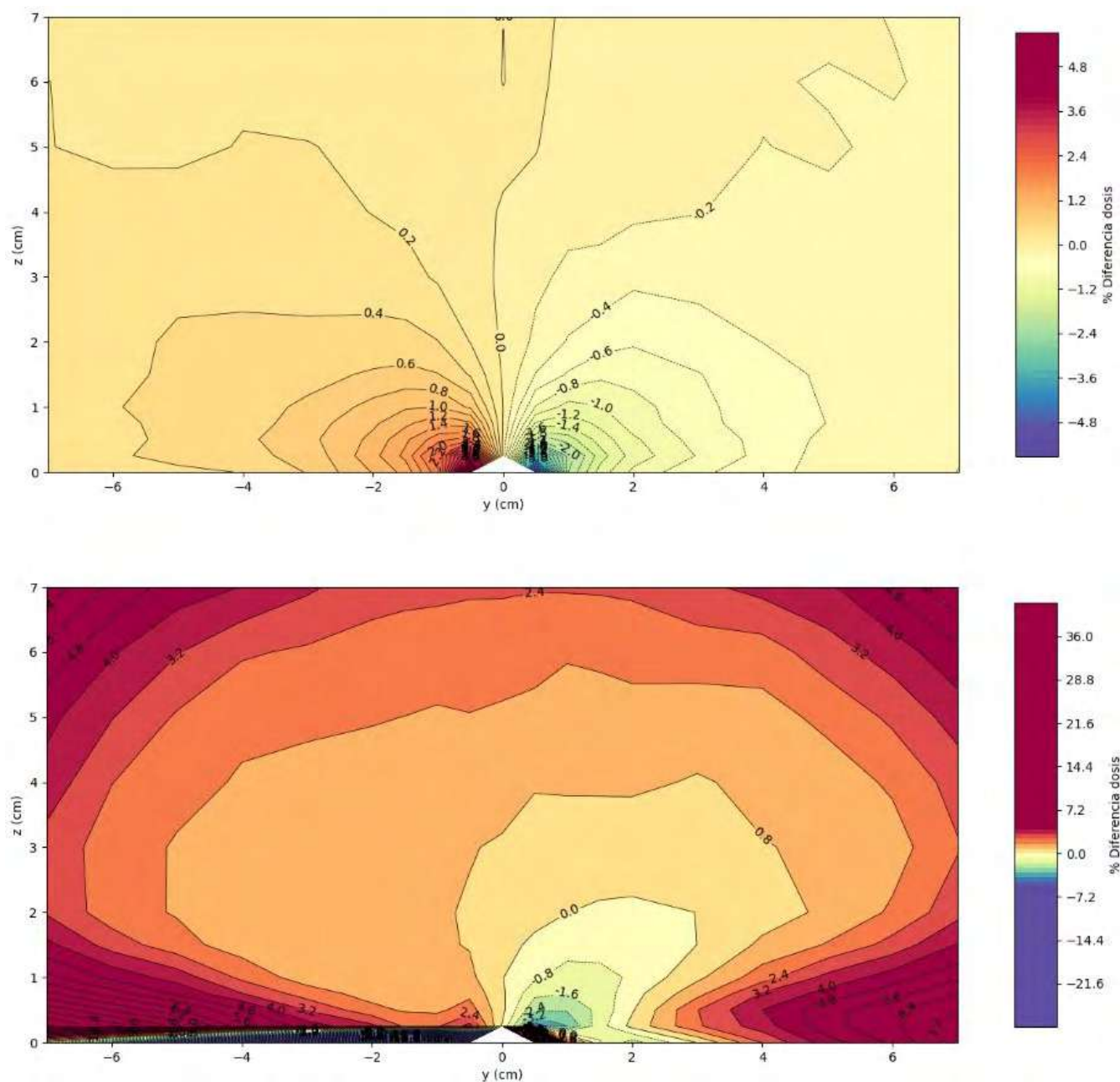


FIGURA 2. Diferencias porcentuales entre las matrices del SP Brachyvision y las matrices de Angelopoulos (arriba) y de Lliso et al. (abajo).

## CONCLUSIONES

Las diferencias entre las dosis calculadas por el sistema de planificación y las dosis obtenidas con los datos de Angelopoulos están principalmente por debajo del 2%. Dichas diferencias podrían ser debidas al tipo de interpolación utilizada por el sistema de planificación.

En la comparación con los ajustes de Lliso et al., encontramos discrepancias importantes en regiones muy próximas al eje de la fuente o muy alejadas de la fuente, zonas que no deberían presentar relevancia clínica pues no es conveniente utilizarlas para situar puntos de prescripción y cálculo de dosis a órganos de riesgo.

## REFERENCIAS

- NATH, R. ET AL. "DOSIMETRY OF INTERSTITIAL BRACHYTHERAPY SOURCES: RECOMMENDATIONS OF THE AAPM RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP No. 43. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE". MED PHYS 22(2):209-234 (1995)





<sup>2</sup> LLISO ET AL. "FITTED DOSIMETRIC PARAMETERS OF HIGH DOSE-RATE <sup>192</sup>Ir SOURCES ACCORDING TO THE AAPM TG-43 FORMALISM". MED PHYS 30:651-4 (2003)

<sup>3</sup> PÉREZ-CALATAYUD, J. ET AL. "DOSE CALCULATION FOR PHOTON-EMITTING BRACHYTHERAPY SOURCES WITH AVERAGE ENERGY HIGHER THAN 50 KEV: REPORT OF THE AAPM AND ESTRO" MED PHYS 39:2904-29 (2012)

## ESTABLISHING A DOSIMETRIC METHODOLOGY FOR SUPERFICIAL ELECTRONIC BRACHYTHERAPY

AVILES LUCAS, P. (1); de Prez, L. (2); Kok, E. (2)

(1) CIEMAT, (2) VSL-National Dutch Metrology Institute

PALABRAS CLAVE: ELECTRONIC BRACHYTHERAPY, SURFACE DOSE, ABSORBED DOSE TO WATER

### INTRODUCTION

A traceable methodology to estimate the skin dose for electronic brachytherapy treatments (eBT) is needed. Two chamber types (three different models) and three eBT systems (Elekta Esteya, Xofig Axxent and Zeiss INTRABEAM) were studied. This work, accomplished within the framework of project 18NRM02 PRISM-eBT funded from the EMPIR programme (EU Horizon 2020) presents calculated and measured correction factors that can be used at the clinical practice to determine the absorbed dose to water at the surface and at 1 cm from the measurement of air kerma allowing traceable calibration of detectors used at the hospitals. The method is based on a determination of the absorbed dose to water at the surface of a full scatter water phantom followed by a conversion of the surface dose to that at a depth of 1 cm in a water phantom.

### MATERIAL Y METHODS

The basis of the traceability route lays on existing formalisms for low energy X-rays. Based on NCS-10 [1] and AAPM TG-61 formalisms the dose at the applicator exit (in contact with the treatment surface) is estimated from the measurement of the air kerma free in air at 1 m. In this study, a method is proposed where the ion chamber is calibrated (against a primary standard) at 1 m from the x-ray tube of the calibration lab in a beam quality, Q0, spectrally matched (based on kVp and filtered to achieve the same photon fluence and HVL) to that of the eBT-device at 1 m from the eBT device, QeBT. Small spectral differences between Q0 and QeBT were accounted for by applying a beam quality correction factor. Field size difference between calibration and user were considered for by a field-size correction factor. Measurements of ion chamber ratios at different distances from the applicator were performed with the two chambers in the three eBT systems studied. The beam correction factor proposed in our formalism groups calculated and measured chamber correction factors. It accounts for the chamber perturbation over distance and the energy dependence of the chamber over distance.

### RESULTS AND DISCUSSION

Appropriate matching of the eBT spectra with those available at the Dutch national metrology laboratory was performed. Average mass energy absorption coefficients weighted over the primary photon spectrum and Monte Carlo calculated backscatter factors of water to air were calculated for the eBT systems under investigation. The absorbed doses to the surface determined in the present work were found in agreement for the Elekta Esteya (within 2%) although differences of up to 13% were encountered for the case of the Xofig Axxent eBT system.

### CONCLUSIONS

Overall the proposed formalism showed that dosimetry performed with two very different ion chamber types resulted in excellent agreement within the combined uncertainty. Different eBT systems and applicator sizes need to be further investigated with Monte Carlo simulations to extend the scope of our study. Ion chamber measurements can complement those data to obtain the required correction factors for use in the clinic.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> NETHERLANDS COMMISSION ON RADIATION DOSIMETRY 1997 DOSIMETRY OF LOW AND MEDIUM-ENERGY X-RAYS, A CODE OF PRACTICE FOR USE IN RADIOTHERAPY AND RADIOBIOLOGY NCS REPORT 10 DELFT, THE NETHERLANDS

<sup>2</sup> MA ET AL. 2001 AAPM PROTOCOL FOR 40-300 kV X-RAY BEAM DOSIMETRY IN RADIOTHERAPY AND RADIOBIOLOGY MED. PHYS. 28 (6) 868-92



## COMPARACIÓN DE VOLÚMENES DE ESTRUCTURAS EN LOS PLANIFICADORES DE RADIOTERAPIA ONCENTRA Y ECLIPSE

Granado Alonso, L. (1); Benito García, J. C. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Tenllado Baena, E. (1); Fernández Lara, Í. A. (1); Ramos Pacheco, J. A. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Escobar Corominas, I. (1); Montes Fuentes, C. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: RECONSTRUCCIÓN DE VOLÚMENES, ONCENTRA, ECLIPSE

### INTRODUCCIÓN

El módulo de contorno del planificador Oncentra Brachy (Elekta) no permite de forma sencilla registrar imágenes. Se estudia la posibilidad de contornear las estructuras en Eclipse (Varian) y exportarlas a Oncentra.

El objetivo del trabajo es evaluar como afecta dicha exportación a los volúmenes de las estructuras afectadas, debido a su posible repercusión en los HDV que se calculan.

### MATERIAL Y MÉTODOS

El módulo de formas geométricas del maniquí de control de calidad para planificadores de la SEFM consiste en una sección cilíndrica sólida de metacrilato con tres figuras geométricas de mayor densidad con geometría conocida: una esfera, un cono y un tronco de pirámide.

Se realiza un CT al maniquí con protocolo de cabeza. Se importan las imágenes a Eclipse (v. 15.0), donde se contornean las formas geométricas. Se exporta, tanto el CT como las estructuras, al planificador Oncentra Brachy (v. 4.1).

Mediante la herramienta de distancia se miden, en ambos planificadores, distancias conocidas de las formas geométricas. También se compara el volumen de éstas calculado en ambos planificadores.

### RESULTADOS

En la tabla se presentan las medidas de distancias conocidas de las formas geométricas, así como sus volúmenes en ambos planificadores y la diferencia entre planificadores.

|                            | Especificaciones maniquí | Eclipse | Oncentra | Diferencia Oncentra-Eclipse (%) |
|----------------------------|--------------------------|---------|----------|---------------------------------|
| <b>Esfera</b>              |                          |         |          |                                 |
| Diámetro (mm)              | 40                       | 39      | 39       | 0,0                             |
| Volumen (cm <sup>3</sup> ) | 33,5                     | 35,0    | 34,9     | -0,3                            |
| <b>Cono</b>                |                          |         |          |                                 |
| Diámetro base (mm)         | 40                       | 39      | 39,8     | 2,1                             |
| Altura (mm)                | 60                       | 59      | 60       | 1,7                             |
| Volumen (cm <sup>3</sup> ) | 25,1                     | 25,9    | 24,6     | -4,9                            |
| <b>Tronco pirámide</b>     |                          |         |          |                                 |
| Altura (mm)                | 60                       | 60      | 60       | 0,0                             |
| L.B.Menor (mm)             | 75,2                     | 74,5    | 75,5     | 1,3                             |
| L.B.Mayor (mm)             | 80                       | 79,6    | 79,6     | 0,0                             |
| Volumen (cm <sup>3</sup> ) | 361,4                    | 379,9   | 371,8    | -2,1                            |
| <b>Body</b>                |                          |         |          |                                 |
| Volumen (cm <sup>3</sup> ) |                          | 2523,7  | 2436,72  | -3,4                            |



## DISCUSIÓN

Las distancias en ambos planificadores presentan una diferencia menor a 2 mm con respecto a las distancias conocidas (Tolerancia establecida por la prueba D4 del protocolo de control de calidad de planificadores de la SEFM 2005).

En Eclipse, el volumen calculado es mayor. Esto puede ser debido a que el algoritmo de cálculo de volumen es distinto en ambos planificadores. En Oncentra, el primer y último corte de la estructura delimitan el contorno, mientras que Eclipse redondea los bordes. Esto concuerda con que en Eclipse los volúmenes sean más grandes.

## CONCLUSIONES

Las discrepancias obtenidas tanto en las distancias como en los volúmenes no son relevantes. Por tanto, en caso de necesitar registrar las imágenes de planificación con otros estudios del paciente, podría contornearse en Eclipse y exportar el CT con estructuras a Oncentra.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> IMAGE REGISTRATION AND SEGMENTATION ALGORITHMS REFERENCE GUIDE. VARIAN

<sup>2</sup> ONCENTRA® EXTERNAL BEAM V4.1 PHYSICS AND ALGORITHMS

# COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE PLANIFICACIONES DIRECTA E INVERSA EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS PARA CÁNCER DE VULVA

Perales Molina, Á. (1); Sánchez Jiménez, E. (1); López Romero, A. (1); Córdoba Lago, S. (1); Gil Haro, B. (1); Martínez Ortega, J. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA, ALTA TASA DE DOSIS, CÁNCER DE VULVA, OPTIMIZACIÓN INVERSA, VEGO

## INTRODUCCIÓN

Para la planificación de tratamientos de braquiterapia de alta tasa dosis en tumores ginecológicos, se recomienda usar un método de planificación directa. Sin embargo, por la disposición anatómica del cáncer de vulva y el tipo de implante, se podría considerar el empleo de la planificación inversa. En este trabajo se ha realizado un estudio comparativo dosimétrico entre ambos tipos de planificaciones.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizó el planificador Varian BrachyVision v16.1 para la realización de las planificaciones en modo directo e inverso, para un tratamiento de cáncer de vulva con dosis total de 21 Gy en 7 fracciones. Para la dosimetría clínica se usó el formalismo de cálculo TG-43. Esta planificación se sumó a la dosis administrada con radioterapia externa de 60 Gy para alcanzar un equivalente de dosis a 2 Gy (EQD2) en volumen tumoral (D90) de 76 Gy (reirradiación tras tratamiento inicial). El implante se distribuyó en dos planos con 7 agujas equidistantes entre sí 1.2 cm, a 1 cm de superficie cutánea y más de 1 cm alejadas de ano y uretra. La geometría de los aplicadores fue distinguible en el estudio de tomografía computarizada (CT) gracias a la punta radiopaca que presenta.

La planificación inversa se realizó a través del optimizador Varian VEGO TG43. En ambos tipos de planificación, los tiempos mínimos y máximos por posición fueron de 0.3 y 12 segundos respectivamente. Se estableció un espaciado entre posiciones de paradas de 5 mm. La planificación mixta se efectuó partiendo de la optimización inversa y ajustando manualmente los tiempos de parada, de igual forma que en la planificación directa.

Parámetros estudiados: V85%, V150% y V200%, así como el índice de homogeneidad (IH). Además, se compararon los valores EQD2 tanto para el D90 del volumen tumoral (HRCTV) como para el D2cc y D0.1cc en uretra y recto.



## RESULTADOS

La tabla 1 muestra los resultados obtenidos para los parámetros dosimétricos mencionados anteriormente. En la figura 1 se puede apreciar la comparativa de los histogramas dosis – volumen (DVHs) de las planificaciones realizadas.

| Volúmenes | Parámetros | PLANIFICACIÓN |         |       |
|-----------|------------|---------------|---------|-------|
|           |            | VEGO TG43     | Directa | Mixta |
| HRCTV     | D90        | 2.82          | 2.66    | 2.82  |
|           | V85        | 96.90         | 93.00   | 96.40 |
|           | V200       | 5.00          | 6.90    | 4.80  |
| Recto     | D2cc       | 0.20          | 0.16    | 0.20  |
|           | D0.1cc     | 0.27          | 0.21    | 0.27  |
| Uretra    | D2cc       | 0.66          | 0.55    | 0.65  |
|           | D0.1cc     | 2.44          | 2.41    | 2.35  |

|                        |      |      |      |
|------------------------|------|------|------|
| Índice de homogeneidad | 0.83 | 0.69 | 0.83 |
|------------------------|------|------|------|

TABLA 1. Resultados de los parámetros medidos para los distintos tipos de planificaciones.

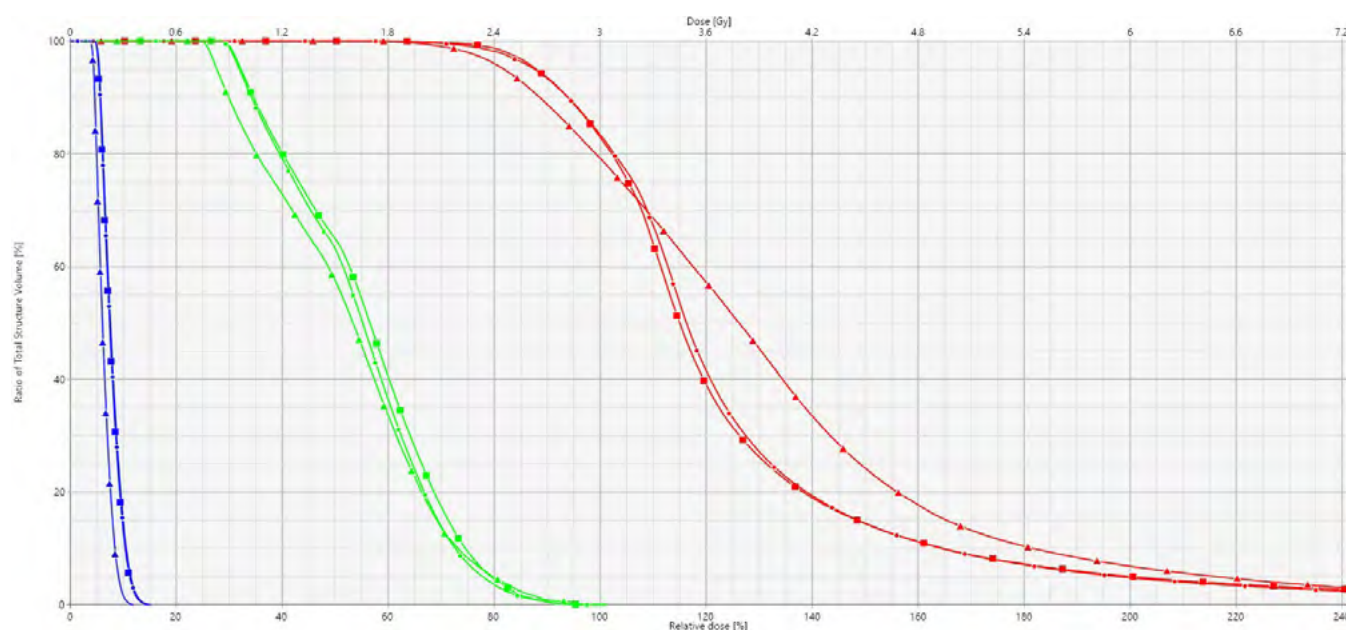


Fig.1. Histograma Dosis-Volumen (DVH) de los distintos volúmenes de interés (HRCTV en rojo, uretra en verde y recto en azul) para las distintas planificaciones desarrolladas (Directa triángulos, Inversa puntos cuadrados, Mixta círculos).

## DISCUSIÓN

La planificación inversa permite obtener soluciones dosimétricas razonables en tiempos menores que los empleados en una planificación directa. El principal inconveniente reside en la dificultad de reducir el parámetro V200% en volumen tumoral durante el proceso de optimización, de manera que no se produzcan solapamientos de esta isodosis entre agujas

adyacentes. Este hecho hace que se tenga que recurrir a una optimización mixta inversa-directa.

## CONCLUSIONES

Consideramos que la planificación inversa podría facilitar, como punto de partida, la optimización de dosis en tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis de cáncer de vulva. Futuras consideraciones acerca de la idoneidad en base a la anatomía e implante se tendrán en cuenta en próximos trabajos.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GUTIÉRREZ MIGUÉLEZ C, RODRÍGUEZ VILLALBA S, VILAFRANCA ITURRE E, FUENTEMILLA URIO N, RICHART SANCHO J, CÓRDOBA LAGO S, PINO SORROCHE F, GRACIA LUCIO R, HERREROS MARTÍNEZ A, NAJJARI-JAMAL D; GEB (SPANISH BRACHYTHERAPY GROUP). RECOMMENDATIONS OF THE SPANISH BRACHYTHERAPY GROUP OF THE SPANISH SOCIETY OF RADIATION ONCOLOGY AND THE SPANISH SOCIETY OF MEDICAL PHYSICS FOR INTERSTITIAL HIGH-DOSE-RATE BRACHYTHERAPY FOR GYNAECOLOGIC MALIGNANCIES. CLIN TRANSL ONCOL. 2022 NOV 29. DOI: 10.1007/s12094-022-03016-1. EPUB AHEAD OF PRINT. ERRATUM IN: CLIN TRANSL ONCOL. 2023 JAN 2; PMID: 36445642.
- <sup>2</sup> YANEY A, HEALY E, PAN X, MARTIN D, QUICK A. CLINICAL OUTCOMES OF DISTAL VAGINAL AND VULVAR CANCER TREATED WITH IMAGE-GUIDED BRACHYTHERAPY. J CONTEMP Brachytherapy. 2021;13(4):419-425. doi:10.5114/jcb.2021.108596
- <sup>3</sup> KELLAS-ŚLĘCZKA S, BIAŁAS B, FIJAŁKOWSKI M, ET AL. INTERSTITIAL HIGH-DOSE-RATE BRACHYTHERAPY IN LOCALLY ADVANCED AND RECURRENT VULVAR CANCER. JOURNAL OF CONTEMPORARY BRACHYTHERAPY. 2016;8(1):32-40. doi:10.5114/jcb.2016.58081.

# CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA GUIADA POR US

Perales Molina, Á. (1); López Romero, A. (1); Sánchez Jiménez, M. E. (1); Escalada Pastor, C. (1); Liñán Rodríguez, P. M. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro

## INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de braquiterapia de próstata guiada por ultrasonidos requieren de altas prestaciones en la calidad de imagen para garantizar la correcta administración de dosis en paciente. El objetivo de este trabajo es presentar un protocolo de control de calidad de los equipos involucrados en este tipo de tratamientos. Para ello nos hemos basado en los documentos del grupo de trabajo 128 de la AAPM<sup>1</sup> y del grupo de trabajo GEC-ESTRO<sup>2</sup>.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Las pruebas de control de calidad se realizaron para un ecógrafo BK Medical bkSpecto Ultrasound System con sonda ecográfica EI4CL4b biplanar NS, sometido inicialmente a las pruebas de aceptación descritas por Pfeiffer et al<sup>1</sup>. Dentro de las pruebas recogidas en dicho documento, se han realizado las que implican el conjunto ecógrafo, equipo de fijación de la sonda ecográfica o stepper (Civco EX3 NS) y sistema de planificación comercial TPS (Varian Vitesse 4.0). Se analizó la variación entre el volumen real de un objeto, el medido con las herramientas de las que dispone el ecógrafo y el obtenido con el TPS. El volumen estudiado corresponde al ovoide contenido en el maniquí CIRS 045B.

Además, se comprobó el ajuste de la rejilla física con la rejilla del ecógrafo introduciendo agujas de tratamiento en distintas posiciones de entrada de la rejilla. Tanto esta prueba, como las descritas a continuación, se realizaron según el montaje de la Fig.1a.

Las pruebas restantes se basan en el documento propuesto por Siebert et al<sup>2</sup>. Se efectuaron comprobaciones mecánicas y geométricas del stepper en base a su comunicación de datos con el TPS. A su vez se analizó la escala geométrica del equipo de US frente a la del TPS con la herramienta de medida de distancias del planificador. Ambas pruebas se han de realizar también previo implante de un caso clínico real, sin necesidad de usar maniquí. La calibración de los planos de la sonda ecográfica se llevó a cabo usando un marcador radiopaco que se tomó como referencia (Fig.1b). Fijándonos en dicho marcador, se comprobaron las dimensiones de las agujas reconstruidas en el sistema de planificación.



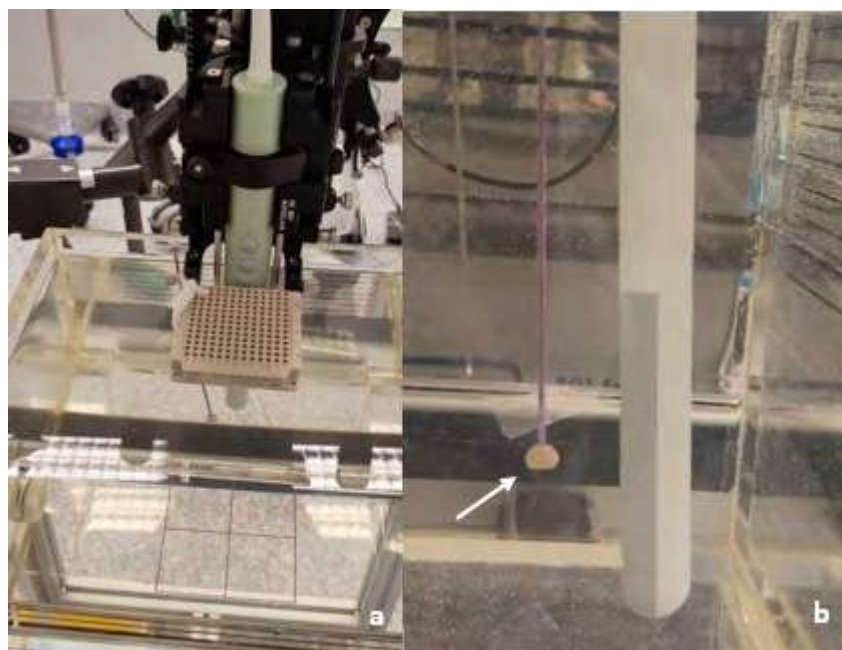


FIGURA 1. Montaje utilizado para realizar las pruebas de control de calidad en cuba de agua a una temperatura de 37 °C (a) con marcador radiopaco de referencia (b).

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en el control de calidad se muestran en la TABLA 1, y están dentro de las tolerancias establecidas por los documentos de referencia. La principal limitación reside en la colocación del marcador radiopaco, sujeta a una incertidumbre apreciable. También nos encontramos limitaciones a la hora de precisar la posición de las agujas en la rejilla, ya que éstas tienden a deformarse, introduciendo mayores incertidumbres.

|                                                          | Resultados | Tolerancias | Periodicidad         |
|----------------------------------------------------------|------------|-------------|----------------------|
| Volumen del ovoide maniquí CIRS045B:                     |            |             |                      |
| Diferencia US-nominal (%)                                | 1.4%       | 5%          | Anual                |
| Diferencia TPS-nominal (%)                               | 0.5%       | 5%          |                      |
| Comprobación mecánica del stepper                        | 0.6 mm     | 1 mm        | Diaria/ pre-implante |
| Comprobación angular del stepper                         | 0.0 °      | 0.5 °       | Diaria/ pre-implante |
| Revisión escala geométrica del equipo de US frente a TPS | 0.6 mm     | 1 mm        | Diaria/ pre-implante |
| Comprobación de la calibración espacial del stepper      | 0.5 mm     | 1 mm        | Anual                |
| Calibración de los planos de la sonda                    | 0.5 mm     | 1 mm        | Anual                |
| Calibración de la rejilla de planificación               | 2.4 mm     | 3 mm        | Anual                |
| Reconstrucción de las agujas                             | 2 mm       | 2 mm        | Anual                |

TABLA 1. Resultados de las pruebas de control de calidad del conjunto ecógrafo, TPS y stepper, tolerancias y periodicidad establecidas en los documentos de referencia.

## CONCLUSIONES

Se ha establecido un protocolo de control de calidad fácil de implementar y reproducible, siguiendo las indicaciones bibliográficas más relevantes.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> PFEIFFER D, SUTLIEF S, FENG W, PIERCE HM, KOFLER J. AAPM TASK GROUP 128: QUALITY ASSURANCE TESTS FOR PROSTATE BRACHYTHERAPY ULTRASOUND SYSTEMS. MED PHYS 2008;35:5471-89.





<sup>2</sup> SIEBERT FA, KIRISITS C, HELLEBUST TP, BALTAS D, VERHAEGEN F, CAMPS S, PIETERS B, KOVÁCS G, THOMADSEN B. GEC-ESTRO/ACROP RECOMMENDATIONS FOR QUALITY ASSURANCE OF ULTRASOUND IMAGING IN BRACHYTHERAPY. RADIOTHER ONCOL. 2020 JUL;148:51-56. DOI: 10.1016/j.radonc.2020.02.024. EPUB 2020 MAR 30. PMID: 32335363.

## ANÁLISIS DE LA OPTIMIZACIÓN HIPO EN PACIENTES DE HDR DE PRÓSTATA

Ramón García, C. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Cabello García, P. (1); Aguilar Redondo, P. B. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Pedrero de Aristizábal, D. (1); Antolín San Martín, E. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (1); Delgado Rodríguez, J. M. (1)

(1) Clínica Universidad de Navarra

### INTRODUCCIÓN

La optimización inversa HIPO (Hybrid Inverse treatment Planning Optimization algorithm) puede reducir considerablemente el tiempo de optimización en las HDR (High Dose Rate) de próstata o servir como aproximación inicial a un resultado clínico aceptable. El objetivo es evaluar si los resultados dosimétricos de esta optimización son comparables a los realizados de forma manual para utilizarla de manera complementaria en nuestra práctica clínica.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Las planificaciones se han llevado a cabo en el planificador Oncentra Brachy v 4.4.3.30 de Elekta. Se han analizado siete pacientes con cáncer de próstata tratados con 15 Gy en una sola fracción prescritos al volumen de la próstata. El tratamiento se hace en dos pasos, primero se realiza la intervención quirúrgica en la que se introducen las agujas guiándose con sonda rectal y luego se hace una resonancia con cortes de 3 mm en la que se realiza la planificación. Los tamaños de las próstatas de los pacientes seleccionados, así como el número de catéteres vienen indicados en la tabla 2.

Para realizar la comparación de las planificaciones se han establecido como objetivos clínicos los indicados en Ann Henry et al. [1]. Se han utilizado los mismos parámetros para todas las optimizaciones y son los que se encuentran en la tabla 1. Estos parámetros son los recomendados en Poulin et al. [2] con una variación de los parámetros en los órganos de riesgo recto y uretra. La DTGR (Dwell Time Gradient Restriction) y el margen que se han utilizado son los aconsejados en el manual de Elekta para la optimización HIPO, 0.3 para la DTGR y 0 para el margen.

| ROI           | Usage         | MinWeight | Min Value [Gy] | Max Value [Gy] | MaxWeight | Priority | Density, cm <sup>-2</sup> |
|---------------|---------------|-----------|----------------|----------------|-----------|----------|---------------------------|
| CTV           | PTV           | 100       | 15             | 22,5           | 15        | 2        | 10                        |
| Uretra        | OAR           |           |                | 16,5           | 60        | 1        |                           |
| Recto         | OAR           |           |                | 9,5            | 30        |          |                           |
| Normal Tissue | Normal Tissue |           |                | 18             | 5         |          |                           |

TABLA 1. Parámetros utilizados en la optimización HIPO

### RESULTADOS

En la tabla 2 se presentan las diferencias de dos maneras, porcentuales para los valores dados en Gy y diferencias para los volúmenes en porcentajes. En ambos casos la diferencia es el valor obtenido en la optimización HIPO menos el valor del plan manual.

| Nº Catéteres | Próstata (cc) | CTV V100 (%) | CTV D90 (Gy) | CTV V150 (%) | RECTO 2cc (Gy) | URETRA D10 (Gy) | URETRA D30 (Gy) |
|--------------|---------------|--------------|--------------|--------------|----------------|-----------------|-----------------|
| 15           | 35,25         | 5%           | 5%           | -7%          | -8%            | -6%             | -4%             |
| 14           | 56,16         | 7%           | 10%          | -4%          | -5%            | -5%             | -5%             |
| 12           | 29,19         | 3%           | 7%           | -9%          | -7%            | -7%             | -5%             |
| 10           | 19,4          | 9%           | 11%          | -6%          | -13%           | -1%             | 1%              |
| 13           | 30,81         | 3%           | 3%           | 0%           | 4%             | -8%             | -4%             |
| 13           | 38,98         | 4%           | 3%           | -1%          | 0%             | -6%             | -6%             |
| 16           | 67,12         | 10%          | 17%          | -1%          | -2%            | -2%             | -2%             |

TABLA 2. Diferencias entre plan HIPO y plan manual



## DISCUSIÓN

Viendo los resultados de la tabla 2 podemos afirmar que para estos objetivos clínicos la optimización HIPO presenta mejores resultados que la optimización manual. Las mejoras observadas pueden ser debidas a que las consideraciones clínicas se han restringido a tres objetivos clínicos [1] y a que no se ha tenido en cuenta la robustez de plan en la optimización HIPO.

## CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos para los objetivos clínicos indicados en Ann Henry et al. [1], una optimización HIPO podría dar como resultado una dosimetría clínica aceptable y su uso sería recomendable como un buen punto de partida en la elaboración de una dosimetría de HDR de próstata.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ANN HENRY, BRADLEY R. PIETERS, FRANK ANDRÉ SIEBERT, PETER HOSKIN, GEC-ESTRO ACROP PROSTATE BRACHYTHERAPY GUIDELINES, RADIO THERAPY AND ONCOLOGY 167 (2022) 244-251
- <sup>2</sup> ERIC POULIN, NICOLAS VARFALVY, SYLVIANE AUBIN, LUC BEAULIEU, COMPARISON OF DOSE AND CATHETER OPTIMIZATION ALGORITHMS IN PROSTATE HIGH-DOSE-RATE BRACHYTHERAPY, BRACHYTHERAPY 15 (2016) 102-111

# DETERMINACIÓN DE LA CURVA DE RESPUESTA DE LAS PELÍCULAS EBT3 CON FUENTE DE IR-192 PARA USO EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS

Pérez Rodríguez, K. R. (1); Salas Bautista, N. (2); Elizalde Cabrera, J. (3); Rodríguez Ponce, M. (3); Valencia Ortega, F. (3); Pérez Álvarez, S. I. (3)

(1) Universidad Autónoma Metropolitana, (2) Centro Avanzado de Radioterapia (CART), (3) Instituto Nacional de Cancerología (INCan)

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA, IR-192, FUENTE, EBT3, DOSIS, CURVA DE RESPUESTA, ARREGLO LINEAL, MANIQUÍ,

## INTRODUCCIÓN

Las mediciones para la determinación de las curvas de respuesta de las películas radiocrómicas se realizan con aceleradores lineales y típicamente con maniqués plásticos<sup>(1,2)</sup>. Se ha demostrado que la película EBT3 presenta una

dependencia energética para energías bajas<sup>(3,4)</sup>. El objetivo de este trabajo es determinar la curva de respuesta de películas EBT3 irradiadas con Ir-192 y sumergidas en agua líquida para verificación de dosis en braquiterapia de alta tasa.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se irradiaron películas EBT3 para obtener la curva de respuesta con 8 valores de dosis (0-10 Gy), se ajustó a un polinomio de tercer grado. Se utilizaron energías de ~316.5 keV(5) (equipo GammaMed PlusIX con fuente de Ir-192) y 6 MV (acelerador lineal TrueBeam STX). Para las irradiaciones con Ir-192, se construyó un maniquí para posicionar las películas (Fig.1). Se determinó la configuración de irradiación con fuente de Ir-192 (arreglo lineal con longitudes activas de 0.5 versus 3.0 cm). Con las curvas obtenidas se estimaron 3 valores de dosis (4.0, 6.5 y 8.0 Gy) de películas irradiadas con Ir-192, posteriormente se compararon con las dosis calculadas en el sistema de planificación. Las películas se escanearon en modo transmisión con un escáner Epson Expression 11000XL, en RGB, a 48 bits y 300 ppp. Las imágenes fueron guardadas en formato TIFF, se analizó en el canal rojo con el software ImageJ (v.1.53a) con una ROI de  $2\sqrt{times}$  15 mm<sup>2</sup>.

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos muestran que la curva de respuesta con el acelerador lineal alcanza un ajuste promedio de  $R^2 = 0.9995$ , mientras que los ajustes derivados de la fuente de Ir-192 en un arreglo lineal de longitud activa de 3.0 cm y 0.5 cm es de  $R^2 = 0.9970$  y  $R^2 = 0.9932$ , respectivamente (Fig.2). En promedio encontramos diferencias de las dosis estimadas con las dosis calculadas de 7.97 % para 6 MV, 4.04% para una longitud activa de 0.5 cm (Ir-192) y de 3.58% para una longitud activa de 3.0 cm (Ir-192).

## DISCUSIÓN

Aunque el ajuste de las curvas ( $R^2$ ) para 6 MV es mayor que para una fuente de Ir-192, la diferencia promedio entre la dosis calculada y la estimada con la curva de Ir-192 es menor que con la obtenida con el acelerador para los 3 valores de dosis investigados (4.0, 6.5 y 8.0 Gy).

## CONCLUSIONES

Las estimaciones de las dosis de las películas irradiadas en braquiterapia de alta tasa son mejores si se obtienen con curvas con una fuente de Ir-192 (~316.5 keV) en comparación con las obtenidas con 6 MV. El arreglo lineal de la fuente de Ir-192 con longitud activa de 3.0 cm es la configuración de irradiación más óptima para la determinación de la curva de respuesta que mejor estima la dosis en braquiterapia de alta tasa.

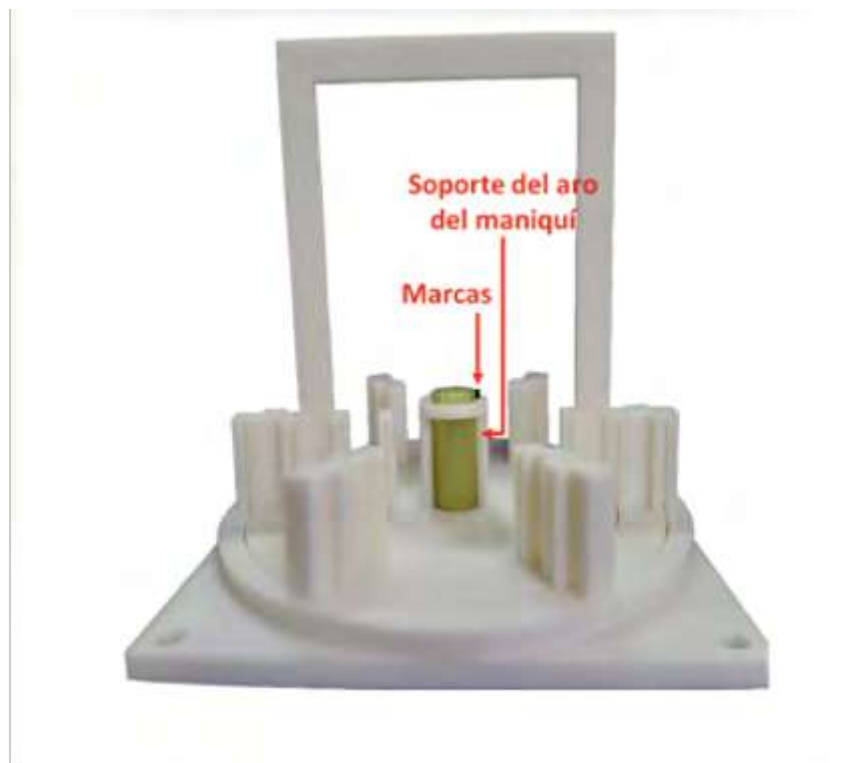


FIGURA 1. Maniquí de posicionamiento de películas

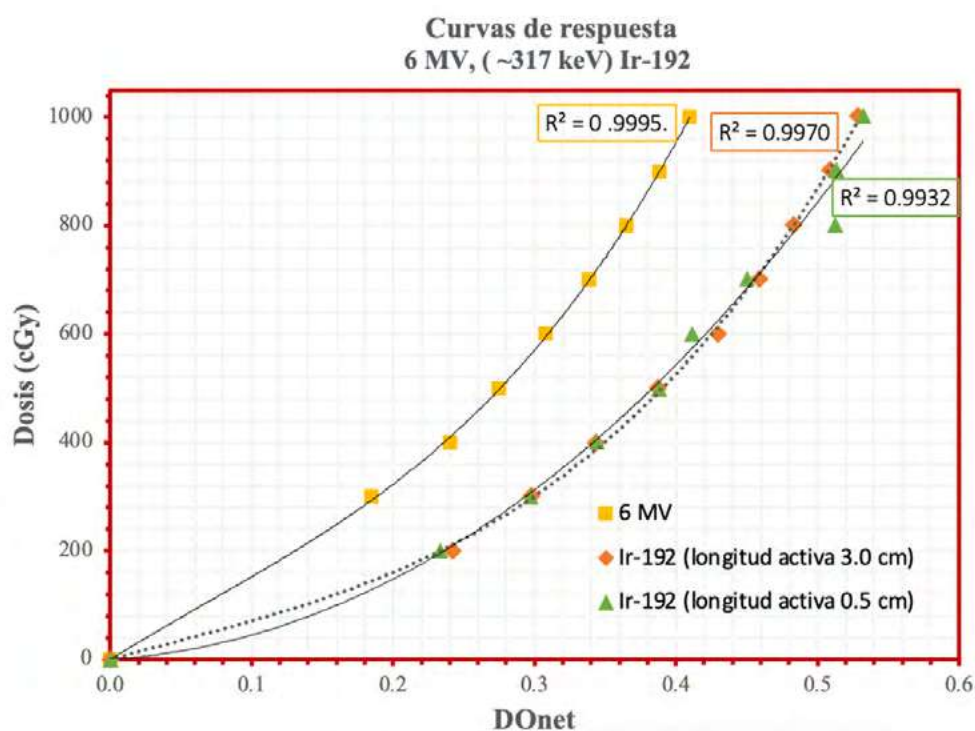


FIGURA 2. Curvas de respuesta (canal rojo), con energía de 6 MV y ~ 317 keV (Ir-192)



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> LEÓN MARROQUIN, E. Y. ET.AL., (2016). EVALUATION OF THE UNCERTAINTY IN AN EBT3 FILM DOSIMETRY SYSTEM UTILIZING NET OPTICAL DENSITY. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, 17(5), 466–481. [HTTPS://DOI.ORG/10.1120/JACMP.V17I5.6262](https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i5.6262)
- <sup>2</sup> NIROOMAND-RAD ET.AL., (1998). RADIOCHROMIC FILM DOSIMETRY: RECOMMENDATIONS OF AAPM RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP 55.
- <sup>3</sup> MASSILLON-JL, G. ET.AL., (2019). RELATIVE EFFICIENCY OF GAFCHROMIC EBT3 AND MD-V3 FILMS EXPOSED TO LOW-ENERGY PHOTONS AND ITS INFLUENCE ON THE ENERGY DEPENDENCE. PHYSICA MEDICA, 61, 8–17. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.EJMP.2019.04.007](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.04.007)
- <sup>4</sup> MORRISON, H. ET.AL., (2014). RADIOCHROMIC FILM CALIBRATION FOR LOW-ENERGY SEED BRACHYTHERAPY DOSE MEASUREMENT. MEDICAL PHYSICS, 41(7). [HTTPS://DOI.ORG/10.1118/1.4881146](https://doi.org/10.1118/1.4881146)
- <sup>5</sup> LIVECHART–TABLE OF NUCLIDES–NUCLEAR STRUCTURE AND DECAY DATA. (S/F). RECUPERADO EL 11 DE ENERO DE 2023, A PARTIR DE [HTTPS://WWW-ND.S.IAEA.ORG/RELNSD/VCHARTHTML/VCHARTHTML.HTML](https://www-nds.iaea.org/RELNSD/VCHARTHTML/VCHARTHTML.HTML)

## ANÁLISIS DE LA ROBUSTEZ DE LAS MÉTRICAS DE DOSIS MÁXIMA EN PIEL UTILIZADAS EN BT DE CONTACTO DE PIEL

González Pérez, V. (1); Cotanda Ricart, V. (1); Vico Escribano, M. A. (1); Pallarés Ripollés, M. (1); Guardino de la Flor, C. (1); de los Dolores Alemany, V. (1); Hernández Trujillo, M. (1); Crispín Contreras, V. (1)

(1) Fundación Instituto Valenciano de Oncología

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA, PIEL, NMSC, ROBUSTEZ, MÉTRICA

## INTRODUCCIÓN

Una serie de guías internacionales sobre braquiterapia de contacto de piel recomienda limitar la dosis en la superficie de piel usando la métrica de la dosis absorbida máxima en la superficie ( $D_{\text{máx}} < 140\%$  para el uso de moldes personalizados).

Sin embargo, este valor se ha recomendado tras la experiencia positiva de una serie de centros y no se han publicado relaciones entre este valor de  $D_{\text{máx}}$  y el resultado del tratamiento en términos de control local, toxicidad o cosmesis. Asimismo, el uso de  $D_{\text{máx}}$  presenta problemas, ya que no es una métrica robusta debido a que su valor depende del tamaño

de la rejilla de cálculo, de las características de la voxelización de la dosis para el cálculo del histograma dosis-volumen y a que es muy sensible a incertidumbres en el contorno del CTV<sup>1</sup>.

En este trabajo se evalúan otros parámetros que presenten mayor robustez frente a estas incertidumbres y que puedan estar mejor correlacionadas con la dosis absorbida en volúmenes mayores.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han evaluado retrospectivamente 9 pacientes tratados con BT de contacto de piel con moldes personalizados en distintas localizaciones de cabeza y cuello (calota, ala nasal, pabellón auricular, mejilla). El volumen de CTV tratado variaba entre  $6\text{cm}^3$ - $100\text{cm}^3$ . Los tratamientos fueron planificados usando imagen de TAC. Se registraron las métricas  $D_{\text{máx}}$ ,  $D_{0.1\text{cc}}$ ,  $D_{0.2\text{cc}}$ ,  $D_{1\text{cc}}$  y  $D_{2\text{cc}}$  sobre el volumen del paciente y se analizó mediante el coeficiente de correlación de Pearson  $R^2$  la correlación lineal entre todas estas variables.



## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la TABLA 1 se muestra el índice de correlación entre las distintas variables.

P correlación Pearson

|                    | D <sub>máx</sub> | D <sub>0.1cc</sub> | D <sub>0.2cc</sub> | D <sub>1cc</sub> | D <sub>2cc</sub> |
|--------------------|------------------|--------------------|--------------------|------------------|------------------|
| D <sub>máx</sub>   | -                | 0.950              | 0.934              | 0.902            | 0.875            |
| D <sub>0.1cc</sub> | 0.95             | -                  | 0.998              | 0.987            | 0.970            |
| D <sub>0.2cc</sub> | 0.934            | 0.998              | -                  | 0.994            | 0.980            |
| D <sub>1cc</sub>   | 0.902            | 0.987              | 0.994              | -                | 0.995            |
| D <sub>2cc</sub>   | 0.875            | 0.970              | 0.980              | 0.995            | -                |

Tabla 1: Índice de correlación de Pearson entre las variables.

La única métrica evaluada que presenta una correlación  $R^2 \geq 0.95$  con todas las demás es D 0.1cc .

## CONCLUSIONES

Las guías actuales de BT de contacto de piel recomiendan el uso de D<sub>máx</sub> como un parámetro de evaluación de la planificación. Sin embargo, la evaluación de la dosis absorbida en volúmenes pequeños con el uso de D<sub>0.1cc</sub> frente a D<sub>máx</sub> está mejor correlacionado con la dosis a volúmenes mayores (D<sub>0.2cc</sub>, D<sub>1cc</sub>, D<sub>2cc</sub>) que podrían tener una mejor relación con la toxicidad asociada al tratamiento. Asimismo, evaluar la dosis absorbida en un volumen pequeño (D<sub>0.1cc</sub>) es más robusto que evaluar la dosis absorbida en un punto (D<sub>máx</sub>).

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> H&N AND SKIN (HNS) GEC-ESTRO WORKING GROUP CRITICAL REVIEW OF RECOMMENDATIONS REGARDING PRESCRIPTION DEPTH, BOLUS THICKNESS AND MAXIMUM DOSE IN SKIN SUPERFICIAL BRACHYTHERAPY WITH FLAPS AND CUSTOMIZED MOULDS. VÍCTOR GONZÁLEZ-PÉREZ, AGATA REMBIELAK, JOSE LUIS GUINOT, RAMIN JABERI, VALENTINA LANCELLOTTA, RENATE WALTER, ANYSJA ZUCHORA, ASHWINI BUDRUKKAR, GYÖRGY KOVÁCS, INA JÜRGENLIEMK-SCHULZ, FRANK-ANDRÉ SIEBERT, LUCA TAGLIAFERRI. RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY 175:122-32. DOI: 10.1016/j.radonc.2022.08.022 (2022).

# DOSIMETRÍA POST-TRATAMIENTO MINUTOS DESPUÉS DE LA IMPLANTACIÓN EN LDR DE PRÓSTATA: QUÉ ESPERAR

Miguel Pérez, D. (1); de Frutos Baraja, J. M. (1); Arias Lopez, M. A. (1); Zalama Martinez, P. (1); Otero de la Varga, P. (1); Alonso Hernandez, D. (1); Villar Vazquez, C. (1); Soto Angoña, R. (1); del Castillo Belmonte, A. (1); Donis Gil, S. (1); Andres Rodriguez, C. (1); Pena Vaquero, S. (1); Agulla, M. (1); Anton Garcia, D. (1); Carte Tapias, M. (1); Ruiz Aznar, M. (1); Torres Cabrera, R. (1); Hurtado Romero, A. E. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA, BAJA TASA, DOSIMETRÍA

## OBJETIVO

Evaluar las diferencias dosimétricas en la reconstrucción del implante permanente de semillas después de la realización en el TC de comprobación respecto al plan original.

## INTRODUCCIÓN

Los implantes permanentes de semillas son empleados de manera rutinaria como tratamiento en los casos de tumores de próstata. Una vez realizado, mediante imagen guiada por ultrasonidos (TRUS), se comprueba la correcta disposición de las semillas y la ausencia de migración, a través de una imagen tomográfica (CT) realizada inmediatamente después de la intervención.

## MATERIAL Y MÉTODO

Los TC post-implante se realizaron aproximadamente 20 minutos después de la colocación la última semilla. Se analizará el volumen prostático pre y post-tratamiento reconstrucción de la dosimetría. Se probarán distintas funciones con objeto de realizar una regresión logística que modele el edema prostático.



Las imágenes TRUS del implante y las TC importadas al sistema de planificación se usaron para construir los histogramas dosis volumen. Un médico y un técnico especialista se encargaron del contorno de los volúmenes pre y postratamiento, respectivamente. Las semillas se localizaron con ayuda del Software de planificación que permite identificarlas a través de los números Hounsfield y asignarlas el valor adecuado de TKRA.

Los parámetros de análisis fueron: D90, V100%, V150%, V200% para el CTV, el V150% para la uretra y V150% y V200% para el recto. Estos parámetros se calcularon sobre la base de imágenes TRUS y CT, por separado, y se compararon.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El volumen de la próstata postimplante puede ser correlacionado con el volumen preimplante mediante una función lineal ( $R^2=0.76$ ). Lo mismo sucede para el radio de la próstata equivalente supuesta una esfera (TABLA 1).

Los análisis las coberturas promedio en la dosimetría TRUS y TC, se recogen en la tabla 2. Los valores obtenidos arrojan unos resultados de cobertura muy inferiores a los de la planificación original demostrando deficiencias fruto del aumento del volumen de la próstata. Para los órganos de riesgo los valores son similares a los originales.

Se comprueba cómo, a consecuencia del edema prostático, la cobertura se ve seriamente comprometida, este es un efecto conocido y descrito en la bibliográfica por lo que no debe de conllevar alarma.

Es importante recalcar que, según indican las guías, la reconstrucción de la dosimetría debe ser realizada un mes posterior a la colocación de las semillas cuando el edema haya remitido. Además, el éxito del implante se correlaciona directamente con los valores de V100 y D90. Como aporte adicional, y para resaltar la fiabilidad de los implantes, mencionaremos que la tasa de supervivencia global en nuestra institución es superior al 97% a los 5 años ( $n>1500$ ) con unas mínimas toxicidades.

## CONCLUSIÓN

El aumento de la próstata se ha modelado a una función lineal que depende del volumen previo de la próstata. En cuanto a los parámetros dosimétricos de cobertura del CTV, todos empeoran sustancialmente. Los resultados aquí obtenidos pretenden ser una guía para saber qué podemos esperar cuando hagamos una reconstrucción del implante en nuestra institución minutos después de la administración del mismo.





Tabla1: Resultados del ajuste lineal y límites superiores e inferiores del ajuste con un factor de cobertura del 95%. A la izquierda, para el volumen final, a la derecha para el radio equivalente de la próstata.

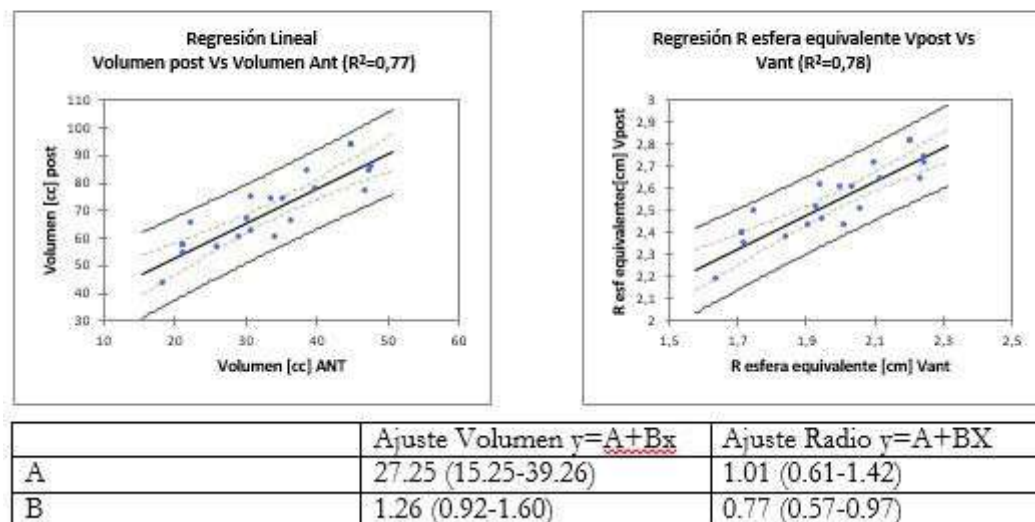


Tabla2: Estudio comparativo de la dosimetría en el quirófano y post implante. Valores medios y dispersiones estándar de las medias SD.

|               | Implante TRUS      | Reconstrucción TC   | Diferencia |
|---------------|--------------------|---------------------|------------|
| <b>CTV</b>    |                    |                     |            |
| V100          | 92,04% (SD 5.18)   | 59,54% (SD 6.69)    | -35,31%    |
| V150          | 55,88% (SD 7.99)   | 27,41% (SD 3.75)    | -50,95%    |
| V200          | 26,69% (SD 5.22)   | 12,03% (SD 2.08)    | -54,93%    |
| D90           | 104.3 % (SD 6.54)  | 58.71 % (SD 9.52)   | -43,55%    |
| <b>Uretra</b> |                    |                     |            |
| V100          | 0.96cc             | 0.25cc              | -73,96%    |
| V150          | 0.0cc              | 0.0cc               | 0.0%       |
| <b>Recto</b>  |                    |                     |            |
| D5cc          | 68,88 Gy (SD 8.95) | 52,76 Gy (SD 10.25) | -23,40%    |

## INFLUENCIA DOSIMÉTRICA DE LA UBICACIÓN FINAL DE LAS SEMILLAS EN UN IMPLANTE DE PRÓSTATA

Miguel Pérez, D. (1); Zalama Martinez, P. (1); Ruiz Aznar, M. (1); de Frutos Baraja, J. M. (1); Arias Lopez, M. A. (1); del Castillo Belmonte, A. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Villar Vazquez, C. (1); Soto, R. (1); Andres Rodriguez, C. (1); Pena Vaquero, S. (1); Agulla Otero, M. (1); Alonso Hernandez, D. (1); Torres Cabrera, R. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

### OBJETIVO

Evaluar la diferencia de los parámetros dosimétricos en un implante de semillas de baja tasa entre la planificación en el quirófano -sin todavía aplicar las semillas- y la disposición final de las mismas.

### INTRODUCCIÓN

Los implantes permanentes de semillas son empleados de manera rutinaria como tratamiento en los casos de tumores de próstata. Una vez realizada la planificación se realiza la administración de las semillas a través de vectores mediante imagen guiada



por ultrasonidos. En toda intervención existe una discrepancia entre lo calculado previamente y la posición real de las semillas definitivas, los sistemas de planificación en tiempo real nos permiten corregir dichas diferencias y nos aproximan en gran medida a la situación real.

## MATERIAL Y MÉTODO

Para un conjunto de 20 planes se analizará los parámetros dosimétricos de la planificación en el quirófano (planning) y la posición definitiva de las semillas (live) y se compararán. Los parámetros de análisis fueron: D90, V100%, V150%, V200% para el CTV; V150% para la uretra; y V150% y V200% para el recto.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los análisis de las coberturas promedio y sus diferencias relativas en la dosimetría planning y live, se recogen en la tabla 1. Los valores obtenidos arrojan unos resultados de cobertura similares a los de la planificación original demostrando muy poca degradación con respecto al plan original. Para dosis altas como son V150% y V200% se encuentran ligeramente alteradas al alza aumentando un 4% y 6%, respectivamente. Cabe resaltar que típicamente estos valores se deben de encontrar siempre por debajo del 66% y del 33% respectivamente, aunque se intentan minimizar en la medida de lo posible sin que la cobertura se vea alterada. Para los órganos de riesgo, recto y vejiga, los valores son similares a los originales no viéndose empeorados en ninguno de los casos analizados.

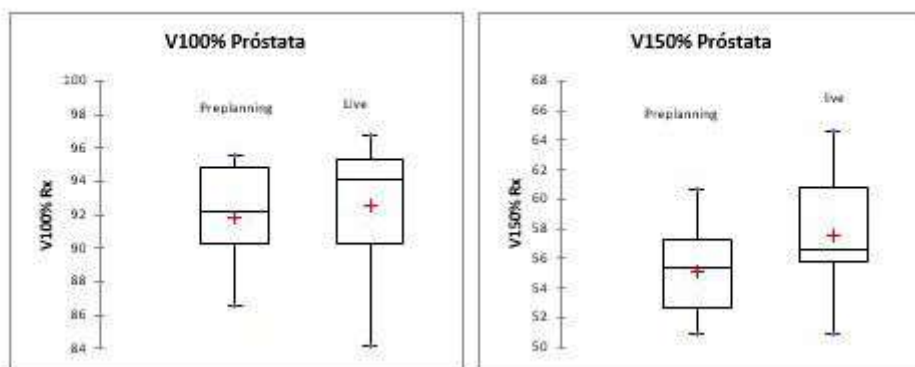
## CONCLUSIÓN

Existe una alta correspondencia entre la planificación previa al depósito de las semillas y su posición final real lo que asegura una alta fiabilidad tanto en la colocación de las semillas como en los resultados finales del implante.

Tabla1: Estudio comparativo de la dosimetría en el quirófano (*planning*) y real (*live*). Se proporcional los valores medios y dispersiones estándar de las medias SD.

|               | <i>planning</i>     | <i>Live</i>         | Diferencia |
|---------------|---------------------|---------------------|------------|
| <b>CTV</b>    |                     |                     |            |
| V100          | 91,85 (SD 9.30)     | 92,57 (SD 3.87)     | 0,77 %     |
| V150          | 55,12 (SD 3.11)     | 57,57 (SD 4.19)     | 4,26 %     |
| V200          | 26,86 (SD 3.49)     | 28,59 (SD 28.59)    | 6,06 %     |
| D90           | 103,67 % (SD 6.77)  | 103,85 % (SD 12.42) | 0,18 %     |
| <b>Uretra</b> |                     |                     |            |
| V100          | 0.73cc (SD 0.50)    | 0.69cc (SD 0.53)    | -5.79%     |
| V150          | 0.0cc               | 0.0 cc              | 0.0%       |
| <b>Recto</b>  |                     |                     |            |
| D5cc          | 62.32 Gy (SD 14.65) | 61.32 Gy (SD 15.00) | -1.62 %    |

Grafico1: Análisis grafico de las medias con dispersiones de los dos supuestos analizados.





# CÁLCULO DE LAS POSICIONES DE PARADA DE LA FUENTE RADIATIVA EN EL TRATAMIENTO DE QUELOIDES CON BRAQUITERAPIA

Plaza Núñez, R. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Huertas Martínez, C. (1); Ferrer Gracia, C. L. (1); Sánchez López, R. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Gómez Hinojal, L. (1); García Martín, A. (1)  
(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: QUELOIDE, BRAQUITERAPIA, POSICIONAMIENTO

## INTRODUCCIÓN

Los queloides son tumores benignos a nivel cutáneo, generados por un desequilibrio en el proceso de cicatrización de los tejidos blandos. Esta protuberancia de color rojizo, dura e hipersensible, se puede extender más allá de los límites de la lesión inicial.

Además de consecuencias a nivel psicológico o estético pueden existir a nivel funcional, debido a posibles limitaciones originadas por dolores, irritaciones, picazón...

El objetivo de este trabajo es presentar un método para calcular las posiciones en que la fuente radiactiva debe parar para administrar la dosis adecuada, cuando la braquiterapia se combina con la resección del queloide mediante cirugía.

## MÉTODO Y MATERIALES

El tratamiento consiste en una combinación de dos etapas. En la primera de ellas, durante la cirugía, se implanta el catéter adecuado a la longitud de la zona a tratar al menos a 4 mm bajo la piel. En la etapa de braquiterapia se conecta dicho catéter al tubo de transferencia y este al equipo de braquiterapia (microSelectron HDR), para una vez calculadas las posiciones de paradas de la fuente radiactiva, administrar la dosis prescrita.

La exactitud del posicionamiento del queloide en el catéter y su longitud son esenciales para el cálculo de las posiciones de parada de la fuente radiactiva. Para ello necesitamos conocer:

- La longitud de inicio de tratamiento (LIT) que es la distancia desde el extremo sellado del catéter hasta el inicio de la zona a tratar.
- La longitud de la zona a tratar (LQ). En el caso de que no se pueda medir directamente, habría que medir la distancia desde el final de la zona a tratar (longitud final de tratamiento, LFT) hasta el final del catéter (longitud final del catéter, LFC).

## RESULTADOS

En la tabla I se hace referencia a las medidas necesarias y el método utilizado para calcular las posiciones de parada de la fuente radiactiva en función del paso de la fuente y de las características del catéter que se este utilizando.

| Catéter             |                             |             | Medidas Catéter - Queloide |                        |                         |                         | Posicionamiento de la Fuente Radiactiva               |                                                       | Verificación                                                                  |
|---------------------|-----------------------------|-------------|----------------------------|------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------|
| Modelo              | Longitud Catéter $L_c$ (mm) | Offset (mm) | Longitud Inicio Tto        | Longitud Final Catéter | Longitud Final Tto      | Longitud Zona Tto       | 1ª Posición Activa                                    | Última Posición Activa                                | Longitud Tratamiento $\geq L_q$                                               |
| Flexible 189446 C30 | 290.5                       | 8.5         | $L_{IT}$                   | $L_{FC}$               | $L_{FT} = L_c - L_{FC}$ | $L_q = L_{FT} - L_{IT}$ | $[(L_{IT} - \text{Offset}) / \text{Paso fuente}] + 1$ | $[(L_{FT} - \text{Offset}) / \text{Paso fuente}] + 1$ | $(\text{Última Posición} - 1^\circ \text{Posición}) \cdot \text{Paso fuente}$ |
| Flexible 189503 C50 | 500.5                       | 5.5         |                            |                        |                         |                         |                                                       |                                                       |                                                                               |

Tabla I. Método de cálculo de las posiciones de parada de la fuente radiactiva en braquiterapia, de un tratamiento de queloides combinado con cirugía.

## DISCUSIÓN

Al no contar con una simulación previa, imagen de resonancia o de TAC, donde poder reconstruir el camino de la fuente radiactiva, se debe ser lo más preciso posible en el corte de los catéteres y en la exactitud de la medida de LIT y LFT, para así calcular LQ y su posicionamiento dentro del recorrido que realice la fuente de braquiterapia por el catéter.

## CONCLUSIÓN

Los estudios del tratamiento de queloides mediante la combinación de cirugía y braquiterapia exponen a un menor índice de recidiva que otras alternativas. El tiempo transcurrido entre la intervención quirúrgica del queloide y el tratamiento con braquiterapia debe ser lo menor posible, dentro de las primeras 7 horas, para disminuir la tasa de reaparición. Por ello, en la fase de braquiterapia, es fundamental tener un procedimiento bien definido, para saber qué medidas hay que tomar in situ, en base a las cuales, y mediante un sistema previamente verificado, calcular las posiciones de parada de la fuente radiactiva, y así administrar la dosis prescrita.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA VOLUMEN 5. BRAQUITERAPIA: BASES FÍSICAS, EQUIPOS Y CONTROL DE CALIDAD. JOSÉ PÉREZ-CALATAYUD
- <sup>2</sup> TRATAMIENTO COMBINADO DE LOS QUELOIDES MEDIANTE CIRUGÍA Y BRAQUITERAPIA. CIR.PLÁST. IBEROLATINOAM.–VOL. 35–Nº 4. BISBAL J.\*, GUIX B. \*\*, CORONEL R.

# ESTUDIO DEL DESPLAZAMIENTO DE CATÉTERES EN BRAQUITERAPIA HDR DE PRÓSTATA MEDIANTE IMAGEN CBCT

Fernández Leira, C. (1); Pino Sorroche, F. (2); Slocker Escarpa, A. (2); Picón Olmos, C. (2)

(1) Hospital Universitari de Bellvitge, (2) Institut Català d'Oncologia

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA, HDR, PRÓSTATA, FLEXITRON, CBCT, DESPLAZAMIENTO

## OBJETIVO

Analizar el desplazamiento de los catéteres implantados en el paciente en tratamientos de braquiterapia HDR de próstata en el intervalo comprendido entre la realización del TAC de planificación y la impartición del tratamiento, a través de imágenes CBCT previas a cada sesión.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de una base de datos con un total de 50 sesiones de tratamiento de braquiterapia HDR de próstata impartidas en nuestro centro durante el último año. Cada paciente seguía un mismo circuito de tratamiento, condicionado por una situación de excepcionalidad debida a obras en nuestro Servicio. En primer lugar, los catéteres eran implantados en quirófano en un centro diferente al nuestro, desde el cual era posteriormente trasladado. Tras llegar a nuestro centro, se le realizaba un TAC de planificación mediante un escáner SOMATOM open.Go Pro (Siemens Healthineers), y el tratamiento era planificado sobre dicho TAC mediante Oncentra Prostate (Elekta). Después, el paciente era colocado sobre la mesa de un acelerador de radioterapia externa Halcyon (Varian Medical Systems). Utilizando el sistema de imagen del acelerador, se tomaba una imagen CBCT para evaluar el desplazamiento de los catéteres desde el momento de la realización del TAC. Para ello, se medía la distancia en el eje longitudinal entre el centro de la marca fiducial y el del catéter más próximo, en el TAC y en el CBCT, restando después ambas distancias. Si este desplazamiento era inferior a una tolerancia establecida, y sin mover al paciente de la mesa, los catéteres eran conectados a una unidad Flexitron (Elekta), y se procedía a la impartición del tratamiento. A algunos de los pacientes se les realizaba una segunda sesión de tratamiento al día siguiente, con el mismo implante, realizando nuevos TAC, planificación y CBCT. Todos los desplazamientos de catéteres medidos se registraban en una base de datos en la que también se incluían el tiempo transcurrido entre la realización del TAC y la del CBCT, el volumen de la próstata del paciente y el número de sesión. A partir de todos estos datos, se han estudiado las dependencias del desplazamiento de catéteres respecto a las citadas variables.

## RESULTADOS

La FIGURA 1 muestra un histograma de los desplazamientos de catéteres registrados en la base de datos. La FIGURA 2 muestra las representaciones del desplazamiento frente a las tres variables consideradas: tiempo entre TAC y CBCT, volumen de la próstata y número de sesión. En los dos últimos casos, se han utilizado los valores promedio de tiempo y volumen, respectivamente, para cada valor del desplazamiento.

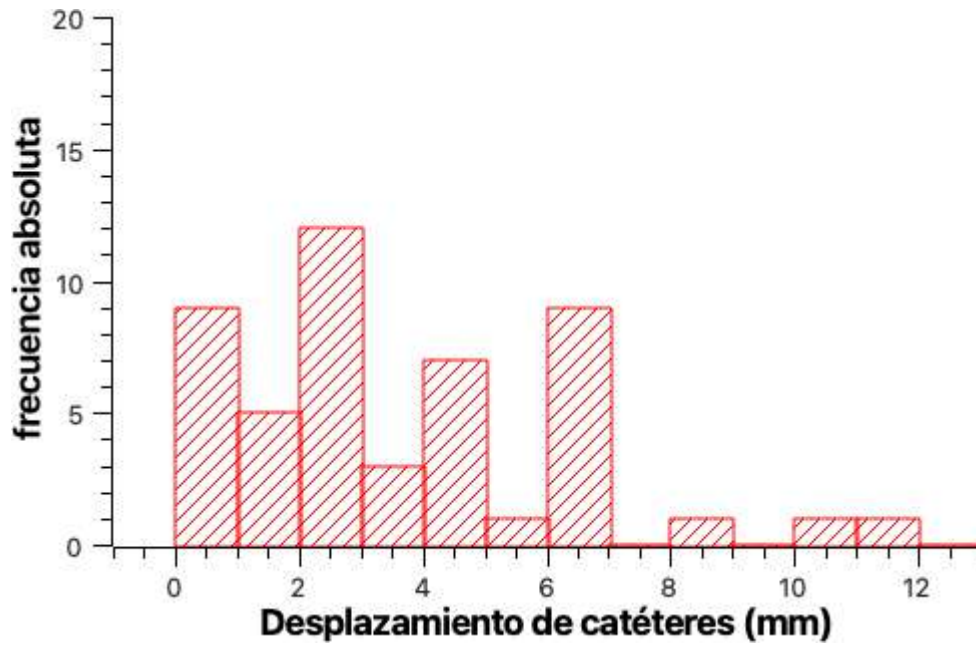


FIGURA 1. Histograma de desplazamientos.

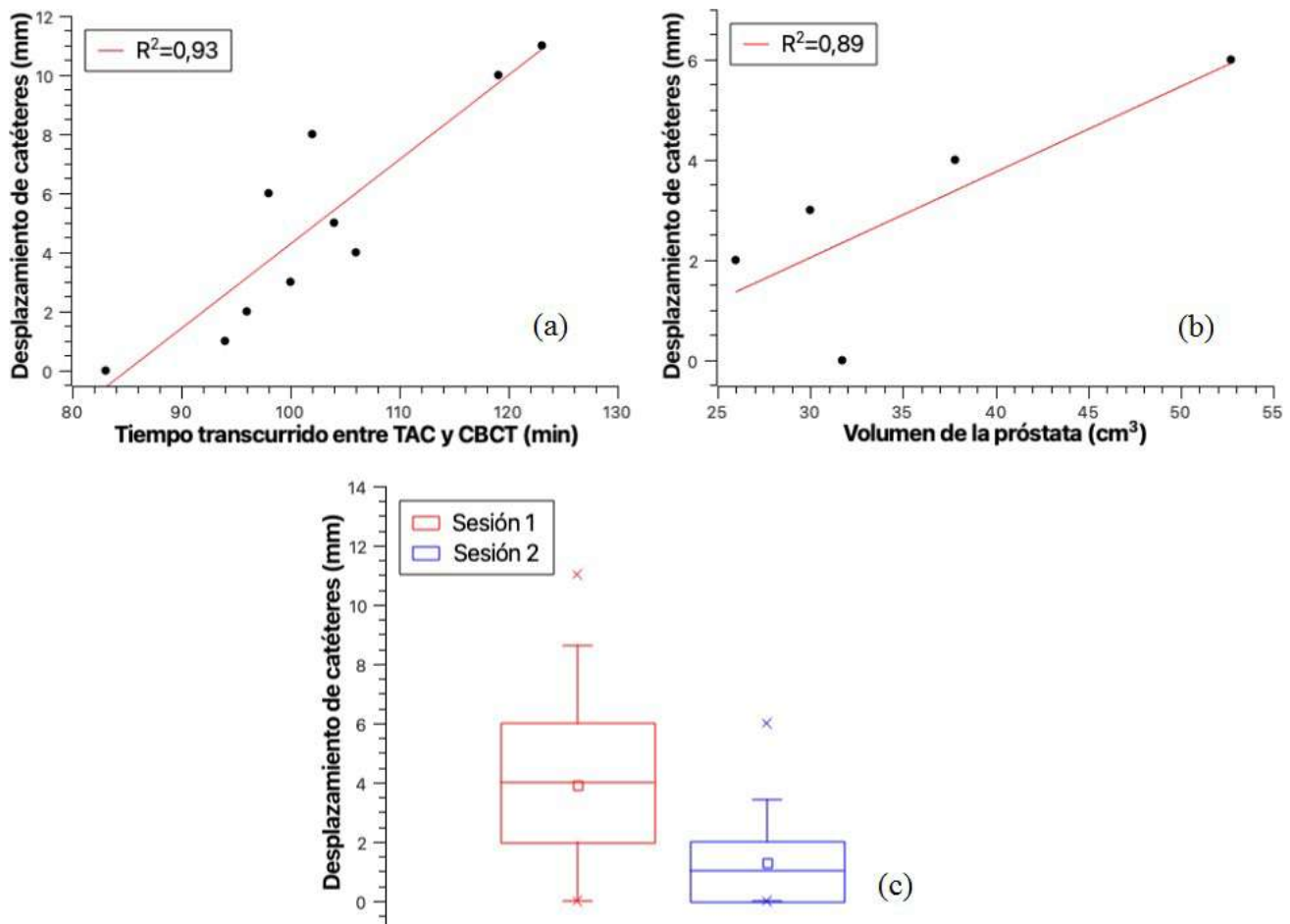


FIGURA 2. Dependencias entre desplazamientos y (a) tiempo entre TAC y CBCT; (b) volumen de la próstata; y (c) número de sesión.



## CONCLUSIONES

Se ha observado que los desplazamientos de catéteres se producen en mayor medida en primeras sesiones que en segundas. Se ha encontrado una correlación positiva entre el desplazamiento y el tiempo transcurrido entre el TAC de planificación y el tratamiento, así como entre el desplazamiento y el volumen de la próstata del paciente.

# ESTUDIO DE LA RESPUESTA DE UN DETECTOR DE CENTELLEO INORGÁNICO COMERCIAL PARA SU USO EN DOSIMETRÍA IN VIVO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA CON CO-60

Rodríguez Latorre, D. (1); Iglesias Rodríguez, I. (2); Fernández Cerezo, S. (1); Hierro Rivero, A. (1); Fernández García, J. (1); San José Olmedo, D. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Sánchez Ruipérez, J. (1); Díaz Aviñó, C. (1); García Balsa, Á. (1); Sánchez Galiano, P. A. (1); Villacé Gallego, A. (1); Crelgo Alonso, D. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias, (2) Fundación para la investigación y la innovación biosanitaria del Principado de Asturias

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA IN VIVO, BRAQUITERAPIA, DETECTOR DE CENTELLEO

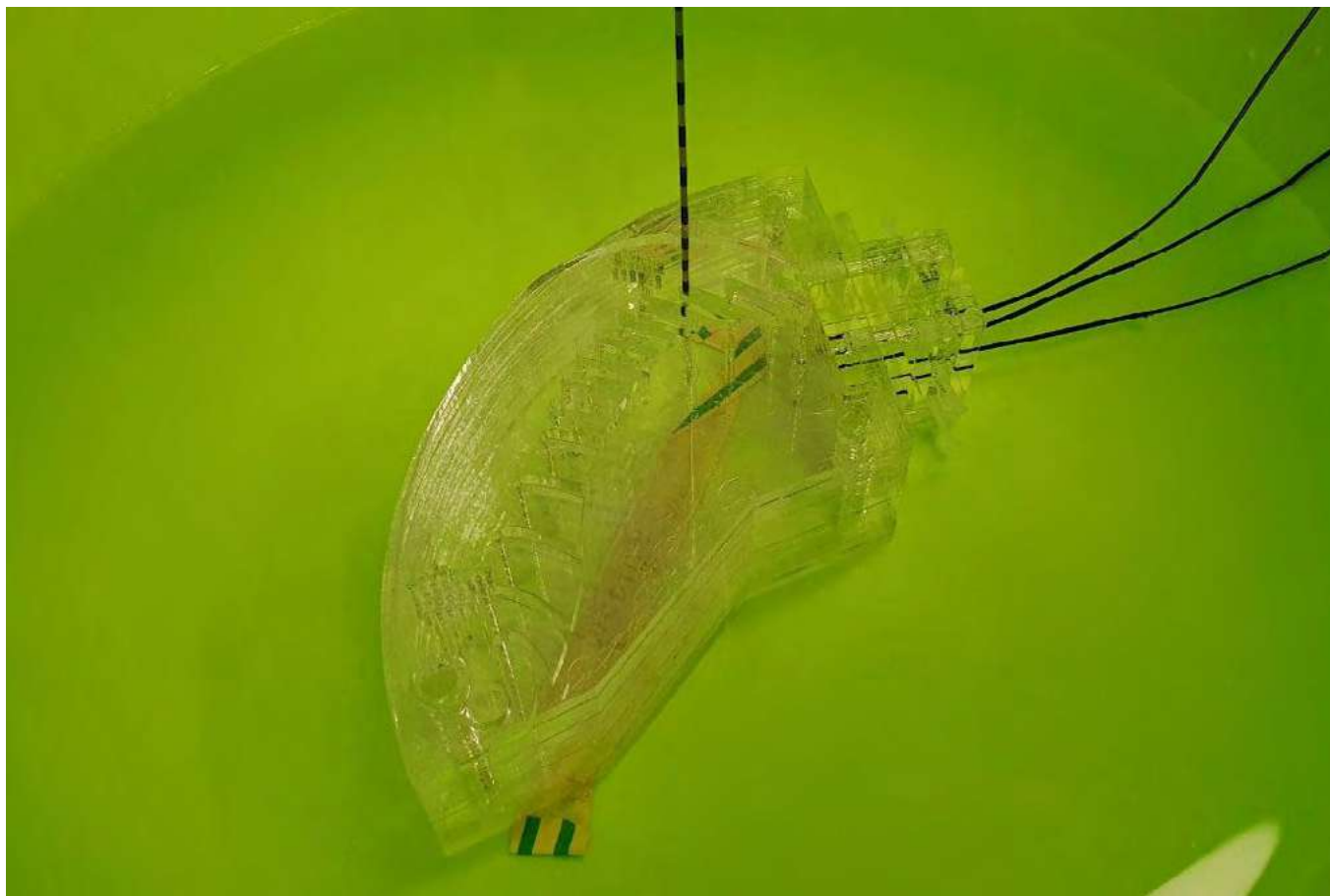
## INTRODUCCIÓN

Los centelleadores inorgánicos debido a su reducido tamaño y alta eficiencia, son un tipo de detector que puede ajustarse a las necesidades de la dosimetría in vivo en braquiterapia de alta tasa. En este trabajo estudiamos la respuesta de un detector de centelleo inorgánico comercial a través de varios parámetros como son la reproducibilidad, la linealidad, la respuesta angular y la dependencia con las condiciones de luz ambiental.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El DoseWire™ Series 200 (DoseVue, Bélgica) es un sistema de 4 canales para dosimetría in vivo en tiempo real basado en detectores de centelleo inorgánico, de forma semiesférica ( $r = 0.5 \text{ mm}$ ), acoplados a una fibra óptica. El material centelleador está basado en óxido de itrio dopado con europio que emite en la ventana de 600-650 nm. El fabricante dispone de un maniquí de PMMA que proporciona una geometría reproducible para situar los cuatro detectores y agujas de braquiterapia a diferentes distancias. Este maniquí debe sumergirse en agua para estar en condiciones de dispersión completa. Situamos una aguja de braquiterapia metálica modelo LLA210-S (BEBIG Medical GmbH, Alemania) a 3 cm de los detectores, como se puede ver en la siguiente figura.





## RESULTADOS

### *Reproducibilidad*

Se repiten 5 pruebas idénticas. La diferencia máxima en la tasa de dosis medida respecto del promedio de las 5 pruebas es del 2%.

### *Linealidad*

Se programa un plan con posiciones de parada desde 10 s a 30 s en pasos de 5 s y se mide la dosis acumulada. Al ajustar los resultados a una recta el coeficiente de correlación lineal más pequeño obtenido es  $R^2 = 0.9992$ .

### *Respuesta angular*

La diferencia en la respuesta ante giros axiales está por debajo del 4%. Ante giros azimutales la diferencia a  $180^\circ$  puede llegar al 50%, mostrando un efecto tallo muy pronunciado. Para asegurarse de tener respuestas con una diferencia inferior al 8% no deben sobrepasarse los  $90^\circ$ .

### *Luz ambiental*

El conjunto de centelleador y fibra óptica están protegidos por un tubo plástico negro opaco a la luz. Se investiga, no obstante, las diferencias en la respuesta con y sin luz ambiental. Sin luz ambiental se produce un ligero incremento en la relación señal-ruido de 3 dB.

## DISCUSIÓN

De todos los parámetros estudiados el que más limita la usabilidad del detector es la dependencia angular azimutal, ya que las medidas a ángulos azimutales superiores a  $90^\circ$  pueden ocasionar diferencias en las lecturas de un 50%. Esto puede deberse al efecto tallo, ya que para estos ángulos una proporción significativa de la luz puede ocasionarse en la fibra óptica por efecto Cerenkov. Y a pesar de que el fotomultiplicador dispone de un filtro para las frecuencias típicas de la radiación Cerenkov, no se consigue evitar completamente una contaminación parcial de las medidas.



## CONCLUSIONES

Las lecturas son muy estables en las diferentes condiciones estudiadas a excepción del ángulo azimutal debido al efecto tallo. Para obtener resultados con una incertidumbre adecuada, debe asegurarse que este ángulo no supere los 90°.

# EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA DE MICROMOSFETS EN MANIQUÍ PARA DOSIMETRÍA IN VIVO EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA

Gutiérrez Ruiz, M. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Reguilón Martín, A. (1); Albendea Roch, J. (1); Pinto Guevara, F. (1); García Lamela, M. (1); Rivero Pérez, A. L. (1); Anchuelo Latorre, J. T. (1); Bruzos López, D. (1); Gómez Enríquez, F. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Vazquez Rodriguez, J. A. (1); Raba Diez, J. I. (1); Pacheco Baldor, M. T. (1); Fabregat Borrás, R. (1)  
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA IN VIVO, MOSFETS, BRAQUITERAPIA, MAMA

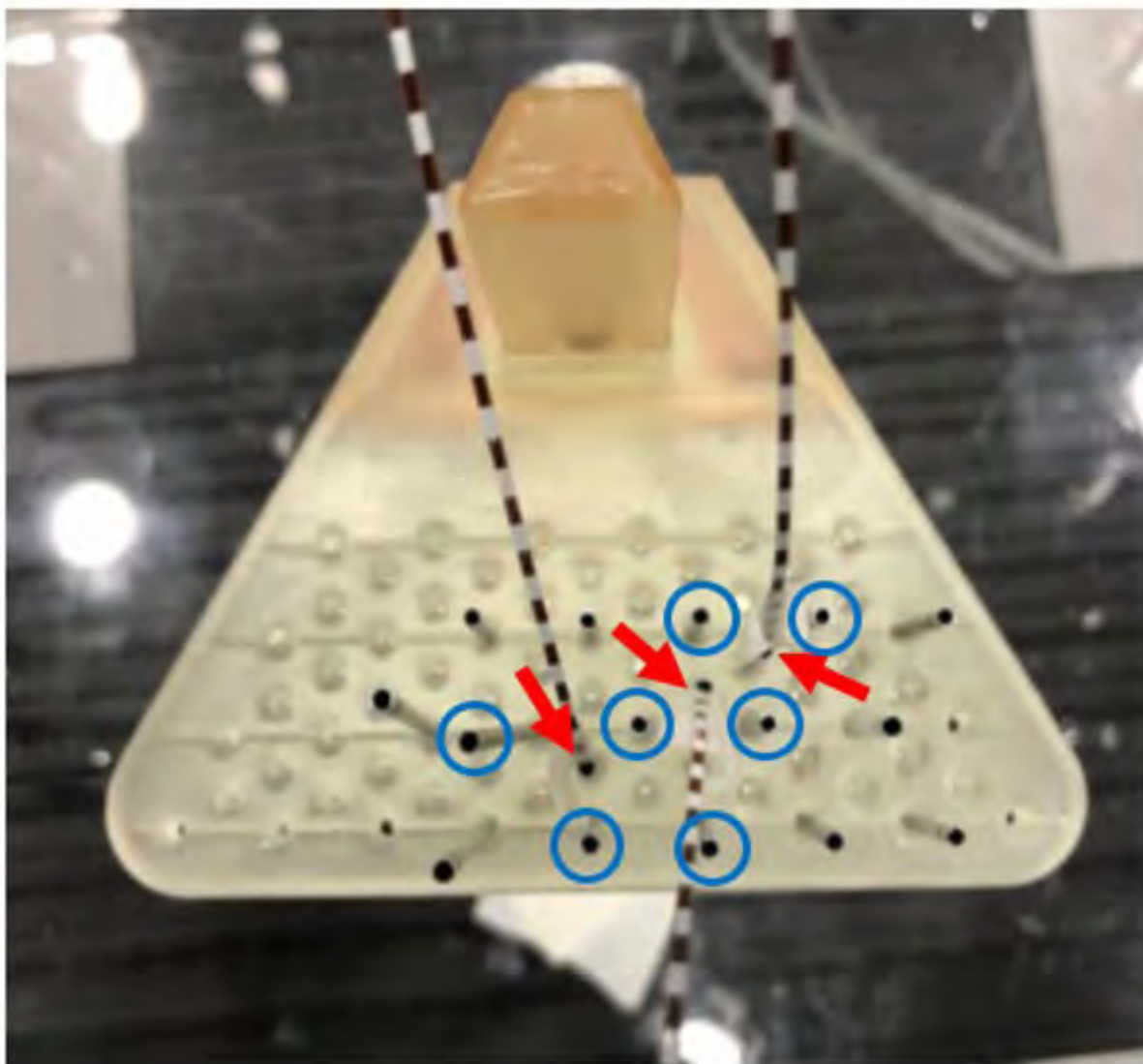
## INTRODUCCIÓN

Las recomendaciones propuestas por la ICRP y la OIEA y la creciente tendencia a utilizar esquemas de dosis hipofraccionados en los tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR-BT) nos conducen a requerir dosimetría in vivo (DIV), como método de garantía de calidad independiente y específico del paciente para evaluar la dosis administrada.

En un estudio previo, se ha fabricado una plancheta para realizar DIV en tratamientos de cáncer de mama HDR-BT con detectores microMOSFET [1]. Se han propuesto factores de calibración y corrección para minimizar su dependencia angular, con la temperatura y con la distancia fuente-detector [2]. El objetivo de este trabajo es evaluar la metodología propuesta para realizar DIV en tratamientos de mama de HDR-BT sobre un maniquí.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se reproducen tres tratamientos de mama con HDR-BT de pacientes reales en la plancheta impresa en 3D, la cual está fijada dentro de una cuba de agua. Las agujas de tratamiento se conectan al sistema de carga diferida Flexitron (Elekta), el cual aloja una fuente de <sup>192</sup>Ir. Siguiendo la geometría de calibración, se insertan tres agujas adicionales en medio del triángulo equilátero formado por las agujas de tratamiento para introducir los detectores microMOSFET TN-502RDM de Best Medical Canada (figura 1).



**Figura 1:** Distribución de agujas de tratamiento de una paciente real (círculos azules) reproducidas en el sistema plancheta-cuba de agua. Se insertan tres microMOSFETs (flechas rojas) en el medio de los triángulos equiláteros de agujas de tratamiento para medir la dosis en dichos puntos y compararla con la dosis planificada en el TPS.

Se realiza una imagen de tomografía computarizada (TC) para cada distribución, se reconstruyen las agujas y se calcula un plan de tratamiento, similar al de las pacientes reales, en el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) Oncentra Brachy de Elekta. Se administra el plan de tratamiento y se registra la dosis medida por los microMOSFETs, que es el producto de su factor de calibración en cGy/mV y su señal de lectura o voltaje.

Se evalúa la diferencia entre la dosis medida por los microMOSFET y la dosis calculada en el TPS.

#### RESULTADOS

La figura 2 muestra la diferencia porcentual entre la dosis medida por tres microMOSFETs y la dosis calculada en el TPS para tres tratamientos reales de mama con HDR-BT (casos A, B y C).

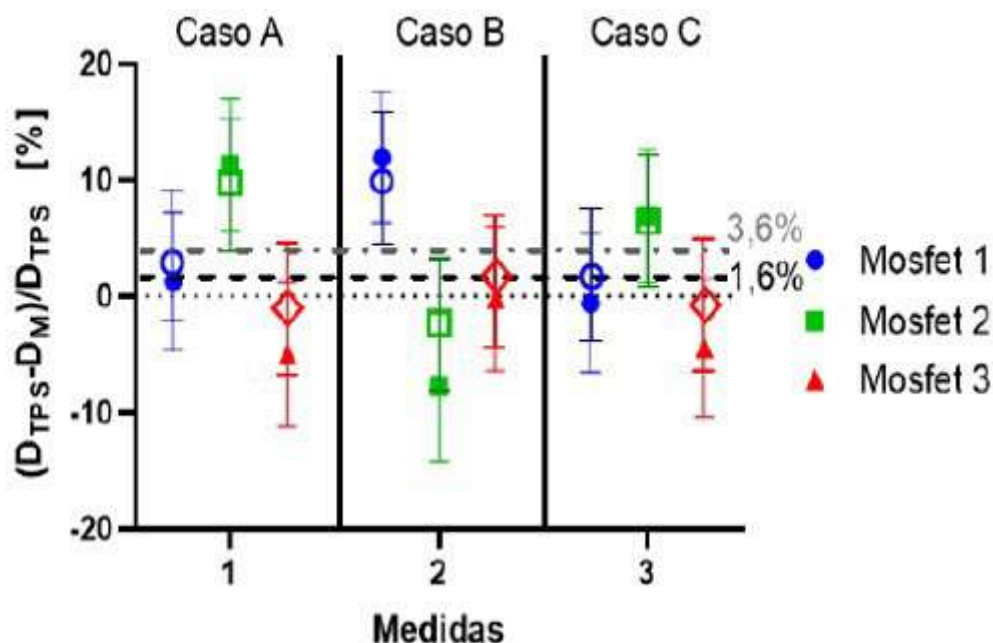


Figura 2: Diferencia porcentual entre la dosis planificada en el TPS y la dosis medida por los microMOSFETs 1 (azul), 2 (verde) y 3 (rojo) para tres geometrías de pacientes reales reproducidas en maniquí (casos A, B y C). Se representan dos situaciones: aplicando únicamente el factor de calibración medido (símbolos vacíos) y aplicando los factores de corrección de temperatura y distancia fuente-detector (símbolos rellenos).

## DISCUSIÓN

La diferencia porcentual media entre la dosis medida y la calculada aplicando y sin aplicar los factores de corrección es de  $1.5 \pm 5.8\%$  y  $3.6 \pm 5.6\%$ , respectivamente. La respuesta de los microMOSFETs subestima la dosis calculada en el TPS y los factores de corrección mejoran los resultados en un 2%.

## CONCLUSIÓN

El método propuesto para realizar DIV en tratamientos de cáncer de mama de HDR-BT con microMOSFET es consistente con los resultados de la bibliografía [2,3]. Por lo tanto, puede llevarse a cabo en la práctica clínica para monitorear la dosis administrada. En futuros estudios, la metodología DIV debería evaluarse en pacientes reales para establecer umbrales de detección de errores con el fin de distinguir entre desviaciones dosimétricas y falsas alarmas.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> [1] GUTIÉRREZ, M. ET AL. 3D-PRINTED TEMPLATE TO PERFORM IN VIVO DOSIMETRY IN BREAST HIGH DOSE RATE BRACHYTHERAPY TREATMENTS, ESTRO 2021.
- <sup>2</sup> [2] RUIZ-ARREBOLA, S. ET AL. CHARACTERIZATION OF MICROMOSFET DETECTORS FOR IN VIVO DOSIMETRY IN HIGH-DOSE-RATE BRACHYTHERAPY WITH 192-IR. MEDICAL PHYSICS, 2020, 47 (5), p. 2242-2253.
- <sup>3</sup> [3] RAMASESHAN, R. ET AL. PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF A MICROMOSFET AS AN IN VIVO DOSIMETER IN RADIATION THERAPY. PHYS. MED. BIOL., 2004, 49, p. 4031-4048.



## VERIFICACIÓN DE LA TASA DE DOSIS Y LA ACTIVIDAD DE LOS APLICADORES DE BRAQUITERAPIA EPIESCLERAL DE RU-106/RH-106 UTILIZANDO UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN PLANA

Pino Sorroche, F. (1); Sancho Kolster, I. (1); Modolell Farré, I. (1); Picón Olmos, C. (1)

(1) Instituto Catalán de Oncología Hospitalet

PALABRAS CLAVE: RUTENIO, BRAQUITERAPIA, VERIFICACIÓN, PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

### OBJETIVO

Desarrollar una metodología sencilla para verificar la tasa de dosis y la actividad de las placas de braquiterapia epiescleral de Ru-106/Rh-106 utilizando una cámara de ionización plana.

### MATERIAL Y MÉTODOS

En el estudio se utilizaron los siguientes modelos de aplicadores de braquiterapia epiescleral de Ru-106/Rh-106 (Eckert&Ziegler, Germany) utilizados en nuestro centro desde el año 2010 a la actualidad: 11 CCA, 6 CCB y 2 CGD de 13 mm, 18 mm y 20 mm de diámetro respectivamente. Para cada aplicador se midió la tasa de dosis utilizando películas radiocrómicas EBT3 (Gafchromic, USA) a una profundidad en agua de 2.4 mm, 4.6 mm y 5.4 mm para los aplicadores CCA, CCB y CGD respectivamente. Se utilizó una cámara de ionización PTW Sourcecheck (PTW, Germany) para medir la corriente medida por la cámara con el aplicador colocado en el centro de la cámara. Las lecturas de la cámara se corrigieron por el decaimiento.

### RESULTADOS

La FIGURA 1 muestra el ajuste lineal con intersección en el origen obtenido para la actividad (a) y la tasa de dosis (b) del certificado en función de la lectura corregida por decaimiento. La TABLA 1 muestra las diferencias obtenidas para la actividad y la tasa de dosis obtenida con el ajuste lineal de la FIGURA 1, y la tasa de dosis medida con películas radiocrómicas, respecto los valores del certificado. Se observa que los resultados obtenidos con el ajuste lineal están dentro de las tolerancias del certificado de calibración, y son parecidos en el caso de la tasa de dosis a los obtenidos con las películas radiocrómicas. Se observa también como las diferencias disminuyen al disminuir la tolerancia en el certificado de calibración a partir del año 2019.

### CONCLUSIONES

Se ha ajustado una metodología para verificar de forma sencilla la tasa de dosis y la actividad de los modelos de aplicadores de Ru-106/Rh-106 utilizando una cámara de ionización plana.



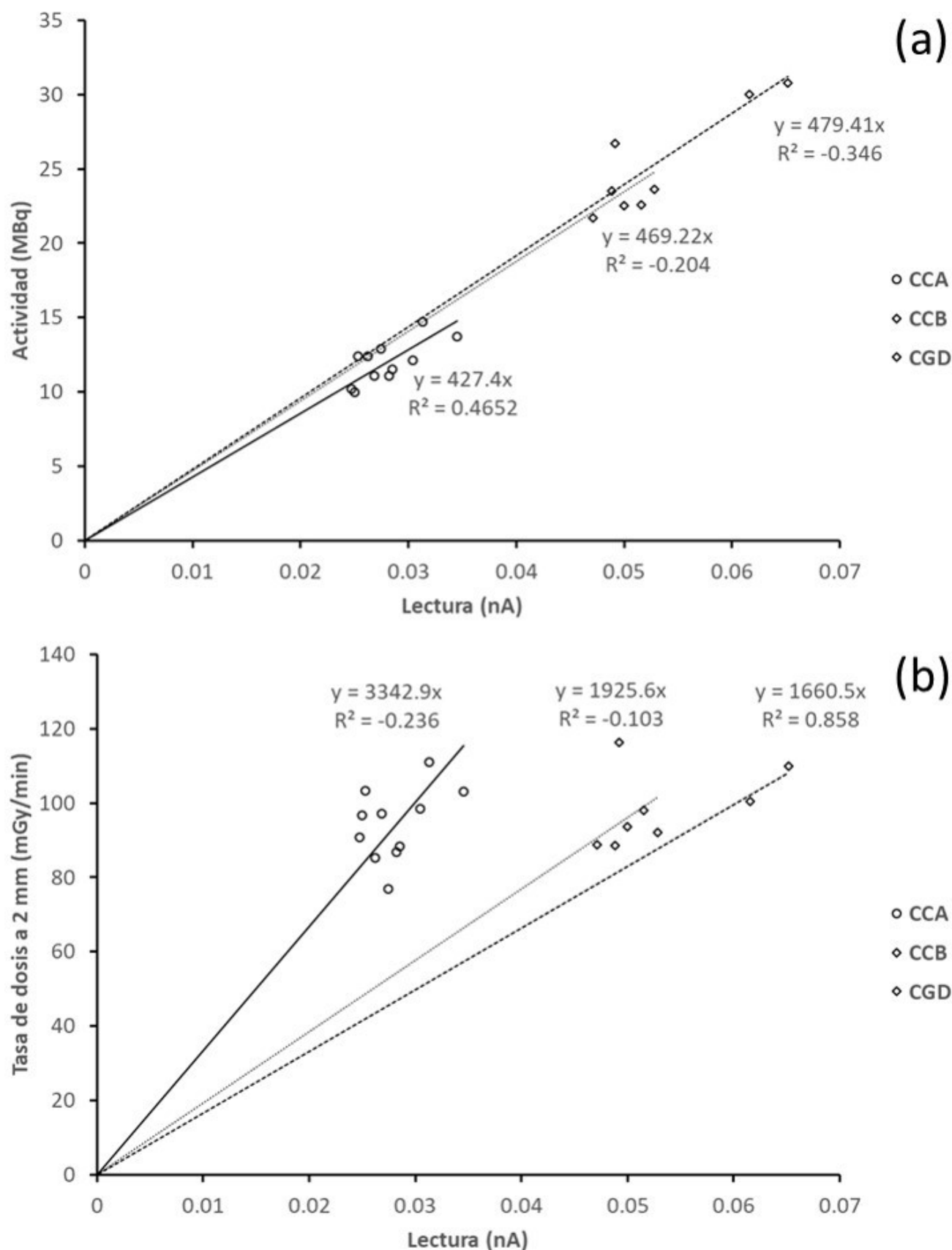


FIGURA 1. Actividad (a) y tasa de dosis (b) en función de la lectura corregida por decaimiento obtenida en una cámara de ionización plana PTW Sourcecheck para los modelos de aplicadores de braquiterapia epiescleral de Ru-106/Rh-106 CCA, CCB y CGD.





| Certificado calibración |                         |                             | Diferencias respecto al certificado |                       |                       |
|-------------------------|-------------------------|-----------------------------|-------------------------------------|-----------------------|-----------------------|
| Fecha calibración       | A <sub>C</sub><br>(MBq) | D <sub>C</sub><br>(mGy/min) | A <sub>A</sub><br>(%)               | D <sub>A</sub><br>(%) | D <sub>P</sub><br>(%) |
| <b>CCA</b>              |                         |                             |                                     |                       |                       |
| 03/09/2010              | 12.9                    | 77 ± 20%                    | -9.0%                               | 22.6%                 | -10.5%                |
| 10/04/2012              | 12.4                    | 85 ± 20%                    | -9.6%                               | 5.6%                  | -12.8%                |
| 24/06/2013              | 14.7                    | 111 ± 20%                   | -9.0%                               | -3.3%                 | -7.3%                 |
| 08/01/2015              | 10.0                    | 97 ± 20%                    | 6.8%                                | -11.4%                | -3.9%                 |
| 28/12/2015              | 10.2                    | 91 ± 20%                    | 3.5%                                | -6.6%                 | -23.2%                |
| 30/11/2016              | 13.7                    | 103 ± 20%                   | 7.7%                                | 14.8%                 | -24.2%                |
| 14/12/2017              | 12.4                    | 103 ± 20%                   | -12.7%                              | -16.0%                | -13.5%                |
| 07/03/2019              | 11.1                    | 87 ± 20%                    | 8.6%                                | 11.3%                 | 10.9%                 |
| 09/04/2020              | 12.1                    | 99 ± 11%                    | 7.1%                                | 6.0%                  | -5.7%                 |
| 02/03/2021              | 11.5                    | 88 ± 11%                    | 5.7%                                | 10.8%                 | -4.0%                 |
| 09/03/2022              | 11.1                    | 97 ± 11%                    | 3.4%                                | -5.2%                 | 0.4%                  |
| <b>CCB</b>              |                         |                             |                                     |                       |                       |
| 10/04/2012              | 23.5                    | 89 ± 20%                    | -2.5%                               | 6.3%                  | -9.7%                 |
| 02/01/2018              | 26.7                    | 116 ± 20%                   | -13.7%                              | -18.6%                | -22.1%                |
| 08/05/2019              | 23.6                    | 92 ± 11%                    | 4.9%                                | 10.5%                 | 0.8%                  |
| 09/04/2020              | 22.6                    | 98 ± 11%                    | 7.1%                                | 1.3%                  | -2.0%                 |
| 02/03/2021              | 22.5                    | 94 ± 11%                    | 4.1%                                | 2.7%                  | -0.1%                 |
| 16/11/2022              | 21.7                    | 89 ± 11%                    | 1.9%                                | 2.3%                  | 0.0%                  |
| <b>CGD</b>              |                         |                             |                                     |                       |                       |
| 24/06/2013              | 30.0                    | 100 ± 20%                   | -1.6%                               | 1.8%                  | 6.4%                  |
| 09/03/2022              | 30.8                    | 110 ± 11%                   | 1.5%                                | -1.6%                 | -2.9%                 |

TABLA 1. Diferencia obtenida entre la actividad del certificado (AC) y la actividad ajustada (AA), la tasa de dosis del certificado (C) y la tasa de dosis ajustada (C) y la tasa de dosis del certificado y la tasa de dosis medida con películas radiocrómicas (P) para los modelos de aplicadores de Ru-106/Rh-106 CCA, CCB y CGD.

## EXACTITUD Y PRECISIÓN DE UN SISTEMA COMERCIAL DE TRACKING ELECTROMAGNÉTICO PARA SU USO EN BRAQUITERAPIA

Rodríguez Latorre, D. (1); Fernández García, J. (1); Fernández Cerezo, S. (1); San José Olmedo, D. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Sánchez Ruipérez, J. (1); Díaz Aviñó, C. (1); Hierro Rivero, A. (1); García Balsa, Á. (1); Sánchez Galiano, P. A. (2); Villacé Gallego, A. (1); Crelgo Alonso, D. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias, (2) Hospital universitario central de Asturias

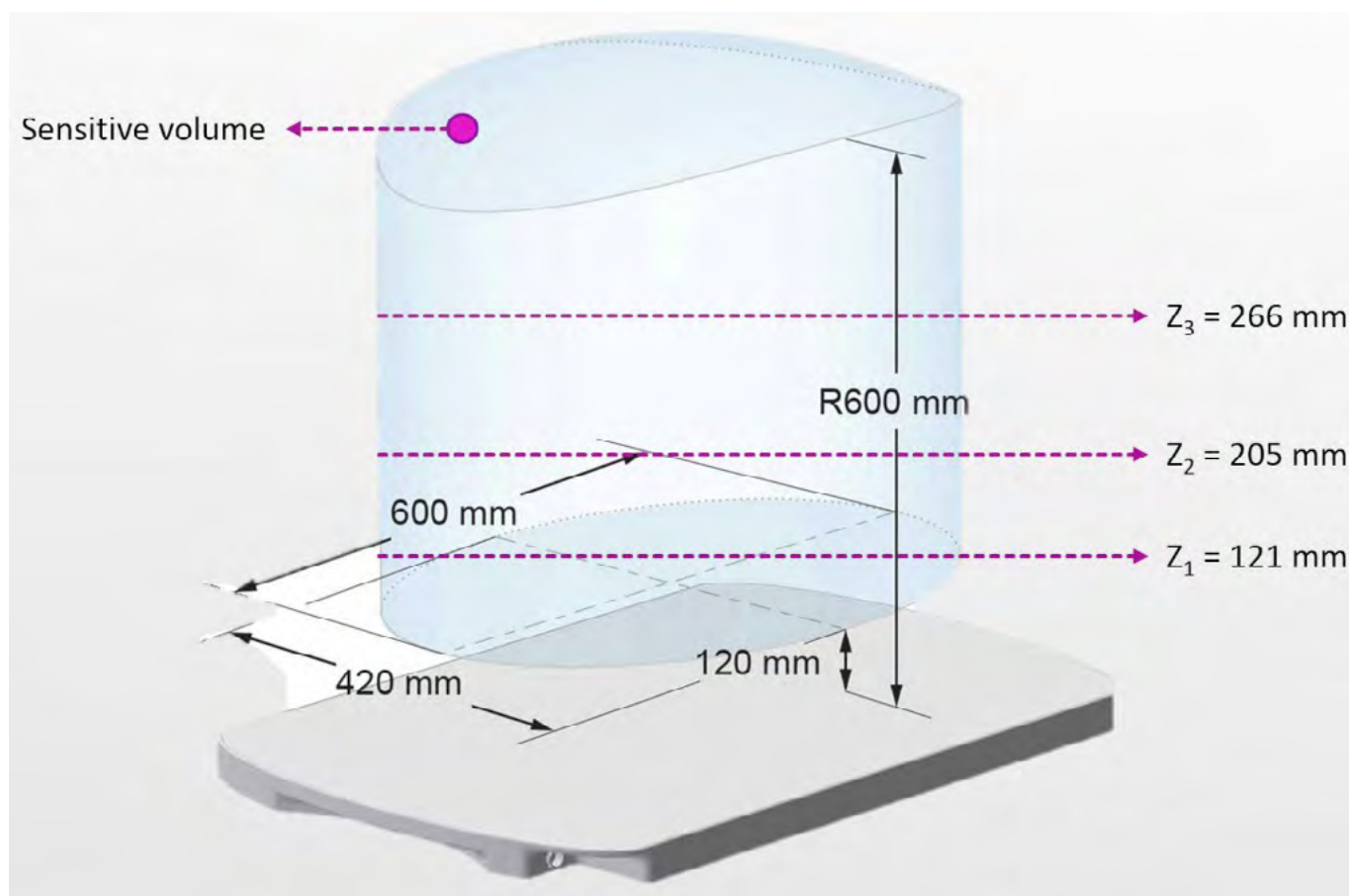
PALABRAS CLAVE: TRACKING ELECTROMAGNÉTICO, BRAQUITERAPIA

### INTRODUCCIÓN

Los sistemas de tracking electromagnético consisten en una pequeña antena que es capaz de dar información sobre su posición al ser colocada en un campo electromagnético. Tienen multitud de aplicaciones en medicina. En nuestro caso se busca que este sistema asegure la posición de detectores de dosimetría in vivo de braquiterapia para evitar que movimientos no controlados alteren los resultados. En este trabajo estudiamos qué grado de exactitud y precisión en la posición tiene un sistema comercial de tracking electromagnético.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema Aurora® (Northern Digital Inc., Canadá) que vamos a estudiar consiste en un generador de campo electromagnético (Tabletop FG) y una antena (Aurora 5DOF Sensor). Colocamos la antena en la zona sensible del campo electromagnético generado y la acoplamos a un inserto en la cuba MP3 (PTW Freiburg GmbH, Alemania). Hacemos desplazamientos de 1 mm en vertical y los comparamos con la lectura del sistema Aurora. Repetimos la prueba a tres alturas diferentes dentro de la zona sensible ( $Z = 121$  mm, 205 mm y 266 mm, figura 1) y haciendo desplazamientos en X, Y y Z. También repetimos las mismas pruebas con agua en la cuba y con agujas metálicas de braquiterapia presentes en el campo. Comparamos los resultados con los del primer test usando una prueba T de Student.



## RESULTADOS

La exactitud es la diferencia de los resultados medidos y los proporcionados por el instrumento de referencia. La exactitud que logra Aurora en el centro de la zona sensible y en aire es de 0.02 mm. La precisión es el grado de dispersión de los resultados, situándose igualmente en 0.02 mm.

Al repetir la prueba con el sensor sumergido en agua, en diferentes zonas del campo y en la presencia de agujas metálicas de braquiterapia no encontramos diferencias significativas respecto a la primera prueba.

## DISCUSIÓN

El sistema Aurora de tracking electromagnético es capaz de alcanzar un nivel de exactitud y de precisión en la posición adecuado para lo requerido en braquiterapia, y es capaz de hacerlo en las diferentes áreas de la zona sensible y en presencia de materiales que podrían a priori distorsionar los resultados. Hemos tenido que usar un trozo grande de material ferromagnético en el campo para que el sistema diera un mensaje de error.

## CONCLUSIONES

El sistema Aurora es capaz de dar la posición de la antena 5 DOF en diferentes zonas, y en condiciones clínicas ante la presencia de agujas metálicas de braquiterapia, con una precisión y exactitud que lo convierten en un sistema adecuado para comprobar en tiempo real la posición de detectores de dosimetría in vivo.



## ESTUDIO DEL EFECTO TALLO EN UN DETECTOR INORGÁNICO DE CENTELLEO EXPERIMENTAL PARA DOSIMETRÍA IN VIVO EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA CON CO-60

Rodríguez Latorre, D. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Iglesias Rodríguez, I. (2); Hierro Rivero, A. (1); Fernández García, J. (1); San José Olmedo, D. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Sánchez Ruipérez, J. (1); Díaz Aviñó, C. (1); García Balsa, Á. (1); Sánchez Galiano, P. A. (1); Villacé Gallego, A. (1); Crelgo Alonso, D. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias, (2) Fundación para la investigación y la innovación biosanitaria del Principado de Asturias

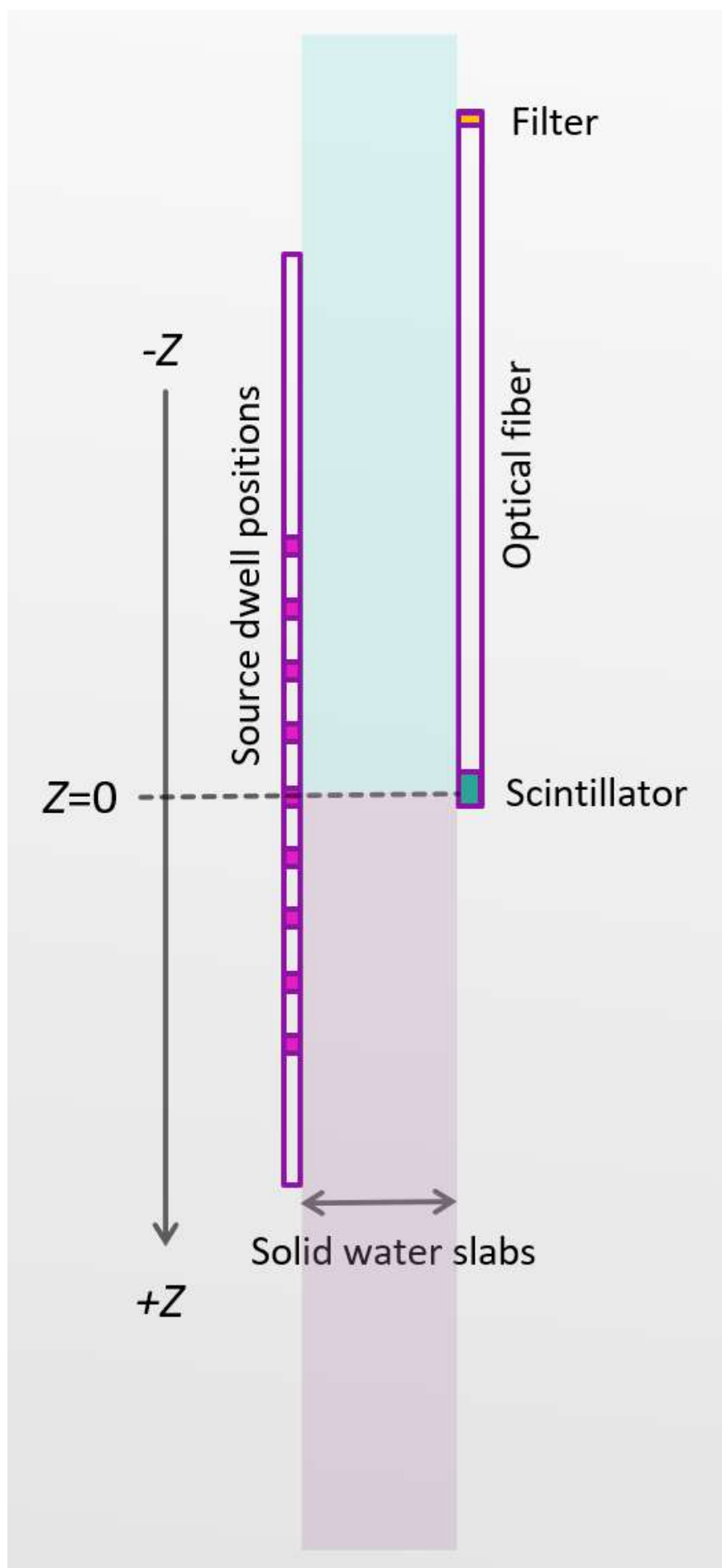
PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA IN VIVO, BRAQUITERAPIA, DETECTOR DE CENTELLEO, EFECTO TALLO

### INTRODUCCIÓN

El efecto tallo se produce cuando una parte de la luz recolectada no proviene del detector de centelleo sino que es generada por efecto Cerenkov en la fibra óptica que se encarga de transportar la señal y alcanza al fotomultiplicador. Es por tanto un efecto no deseado que contamina las medidas, y que precisa ser cuantificado y posteriormente corregido. En el marco del proyecto europeo ORIGIN, en el que se está desarrollando un sistema de dosimetría in vivo en tiempo real para braquiterapia de alta tasa, en este trabajo se estudia el efecto tallo en un centelleador inorgánico.

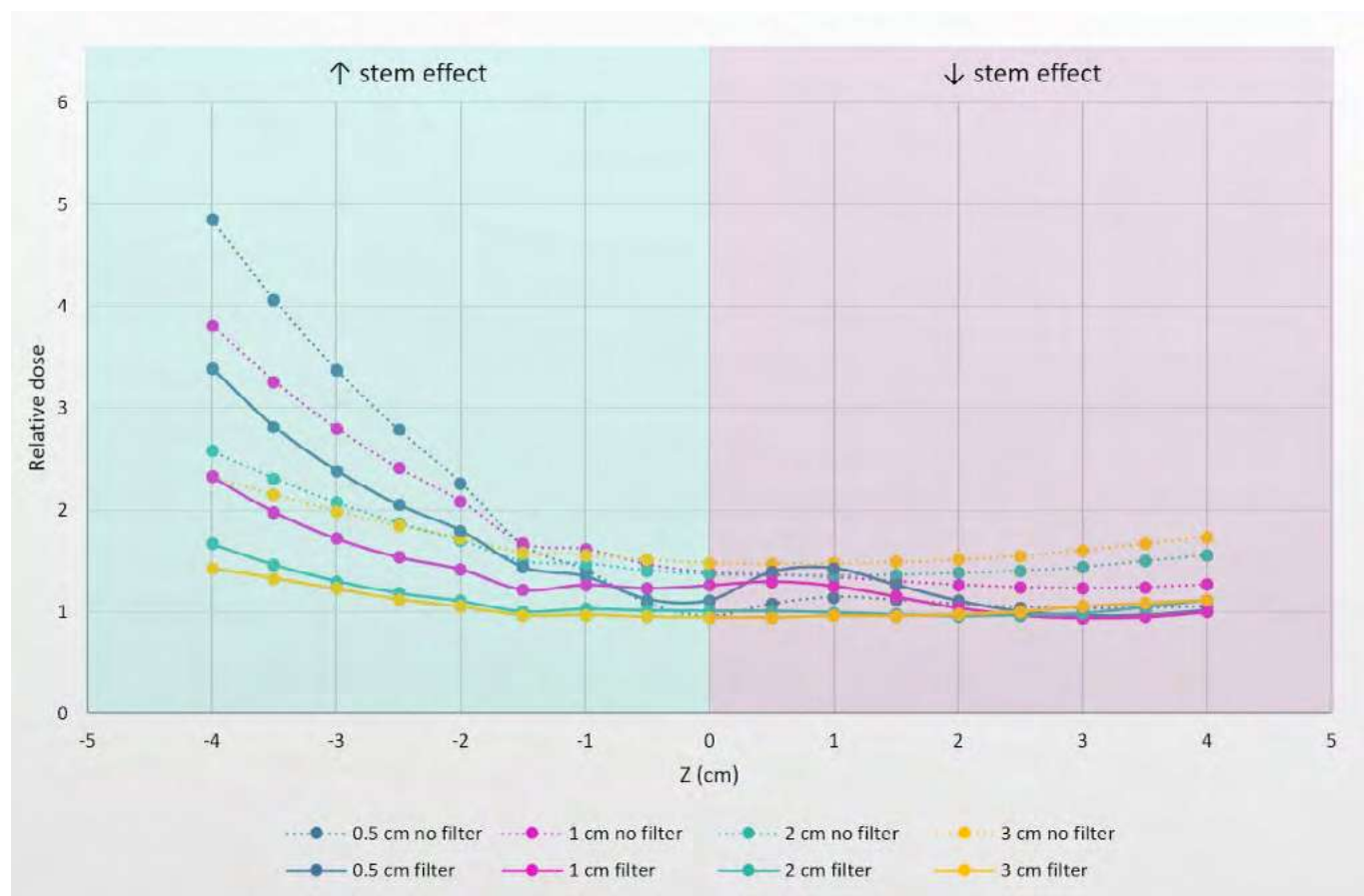
### MATERIAL Y MÉTODOS

Se usan láminas de agua sólida (RW3 Slab Phantom, PTW Freiburg GmbH, Alemania) sumergidas en agua para situar a varias distancias dos agujas metálicas de braquiterapia, una por la que circulará la fuente de Co-60 y otra en la que se aloja el detector de centelleo (emisión máxima en 650 nm) y la fibra óptica. Las agujas se colocan paralelas y con un desplazamiento longitudinal en Z relativo entre ellas como se muestra en la figura 1. Hacemos medidas también añadiendo un filtro (022 Dark Amber, LEE Filters, UK) que atenúe el espectro Cerenkov entre la fibra óptica y el fotomultiplicador.



## RESULTADOS

Calculamos la tasa de dosis teórica que debe recibir el detector en cada parada de la fuente y la comparamos con la dosis medida usando los factores de calibración y de corrección energética para el detector dado. En la figura 2 representamos la dosis relativa para distintos Z. En ausencia de efecto tallo deberíamos obtener una línea recta horizontal que pasa por  $y = 1$ . Como podemos observar para Z negativos donde la fuente está más cerca de la fibra que del detector el efecto tallo es considerable. Con filtro el efecto tallo se atenúa, aunque incluso así podemos obtener lecturas del triple de señal en posiciones desfavorables.



## DISCUSIÓN

El efecto tallo puede contaminar las medidas con luz Cerenkov. El espectro Cerenkov es continuo y tiene un máximo en el azul. Nuestro centelleador tiene su máximo de emisión en el rojo, por lo que un filtro colocado entre la fibra óptica y el fotomultiplicador debería eliminar una parte de la radiación Cerenkov. No puede eliminarla toda por dos razones. La primera es que el espectro Cerenkov es continuo. La segunda es que una parte de la radiación Cerenkov puede desencadenar eventos de centelleo. La única forma de atenuar este segundo efecto es colocando otro filtro entre el detector y la fibra.

## CONCLUSIONES

El efecto tallo es muy importante en determinadas posiciones relativas del detector y la fuente y sólo puede ser atenuado parcialmente mediante el uso de filtros.

The ORIGIN project is an initiative of the Photonics Public Private Partnership ([www.photonics21.org](http://www.photonics21.org)), and has received funding from the European Union's Horizon 2020 Research and Innovation Programme under Grant Agreement n° 871324



## ROBUSTEZ DE LA OPTIMIZACIÓN HIPO EN BRAQUITERAPIA HDR DE PRÓSTATA

Ramon Garcia, C. (1); Cabello García, J. P. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Aguilar Redondo, P. B. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Antolín San Martín, E. (1); Pedrero de Aristizábal, D. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (1); Delgado Rodriguez, J. M. (1)

(1) Clínica Universidad de Navarra

### INTRODUCCIÓN

La robustez de un plan de braquiterapia es uno de los motivos para realizar las planificaciones de forma manual ya que permite establecer tiempos de parada de la fuente con un bajo gradiente entre ellos. La optimización inversa HIPO (Hybrid Inverse treatment Planning Optimization algorithm) puede reducir el gradiente en los tiempos de parada a través de la función DTGR (Dwell Time Gradient Restriction). El objetivo es evaluar si los planes optimizados con HIPO presentan mayores variaciones de los objetivos clínicos frente a desplazamientos en relación a los planes optimizados de forma manual.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han seleccionado tres pacientes cuyas planificaciones se han llevado a cabo en el planificador Oncentra Brachy v.4.4.3.30 de Elekta. Las planificaciones se realizaron de forma manual y posteriormente con una optimización HIPO ajustando el DTGR a un valor de 0.3, como aconseja el manual de Elekta. Asumiendo un error en el posicionamiento igual al tamaño de corte de la resonancia magnética en la que se elaboraron los planes, se ha establecido 3 mm como valor para realizar los desplazamientos. Los desplazamientos se han realizado solamente en la dirección del catéter, y las combinaciones de desplazamientos son las indicadas en la tabla 1. Las combinaciones han sido positivas, negativas y desplazando la primera mitad de los catéteres en una dirección y la otra mitad en otra. Para realizar desplazamientos en la dosimetría en el planificador Oncentra Brachy se ajusta el valor del offset de cada catéter a su valor en el plan sin desplazamientos más el valor del desplazamiento. Los objetivos clínicos evaluados son los indicados en el artículo Ann Henry et al. [1].

| LETRA | PRIMERA MITAD | SEGUNDA MITAD |
|-------|---------------|---------------|
| A     | 3             | 3             |
| B     | 3             | 0             |
| C     | 0             | 3             |
| D     | 3             | -3            |
| E     | -3            | -3            |
| F     | -3            | 0             |
| G     | 0             | -3            |
| H     | -3            | 3             |

TABLA 1. Desplazamientos realizados en las posiciones de parada de la fuente

### RESULTADOS

En la tabla 2 se presentan las máximas diferencias por arriba y por abajo entre los planes con desplazamiento y el plan sin desplazamientos. En verde son los valores de la optimización manual y en amarillo los valores de la optimización HIPO. En la parte de la derecha se indica con letras (tabla 1) el desplazamiento que ha dado lugar a esa diferencia en cada caso.





| V100 (%)                                                | D90 (Gy)     | V150 (%)     | REC 2cc (Gy) | URE D10 (Gy) | URE D30 (Gy) | V100 (%)                       | D90 (Gy) | V150 (%) | REC 2cc (Gy) | URE D10 (Gy) | URE D30 (Gy) |
|---------------------------------------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------------------------|----------|----------|--------------|--------------|--------------|
| MÁXIMAS DIFERENCIAS RESPECTO AL VALOR OPTIMIZADO MANUAL |              |              |              |              |              | RELACIÓN DESPLAZAMIENTO MANUAL |          |          |              |              |              |
| -7,89 / 4,03                                            | -2,48 / 0,81 | -2,37 / 0,36 | -0,08 / 0,02 | -0,59 / 0,34 | -0,42 / 0,29 | E - A                          | E - A    | H - A    | H - G        | H - D        | H - G        |
| -6,21 / 3,74                                            | -1,74 / 0,87 | -1,2 / 0,4   | -0,22 / 0,18 | -0,34 / 0,35 | -0,37 / 0,31 | E - A                          | E - A    | D - C    | A - E        | A - E        | A - E        |
| -9,31 / 3,26                                            | -2,31 / 0,91 | -4,39 / 2,24 | -0,45 / 0,45 | -0,36 / 0,05 | -0,33 / 0,03 | E - A                          | E - A    | E - A    | A - E        | H - A        | H - G        |
| MÁXIMAS DIFERENCIAS RESPECTO AL VALOR OPTIMIZADO HIPO   |              |              |              |              |              | RELACIÓN DESPLAZAMIENTO HIPO   |          |          |              |              |              |
| -7,12 / 1,03                                            | -1,51 / 0,02 | -2,46 / 0,19 | -0,21 / 0,15 | -0,35 / 0,33 | -0,33 / 0,32 | E - A                          | E - C    | A - F    | A - E        | H - E        | H - E        |
| -4,47 / 1,13                                            | -0,9 / 0,05  | -1,65 / 0,75 | -0,14 / 0,23 | -0,07 / 0,17 | -0,08 / 0,23 | E - C                          | E - C    | A - E    | A - E        | D - E        | B - E        |
| -6,06 / 1,93                                            | -1,41 / 0,41 | -3,56 / 0,87 | -0,47 / 0,51 | -0,25 / 0,12 | -0,23 / 0,17 | E - C                          | E - C    | D - H    | A - E        | D - E        | D - E        |

TABLA 2. Diferencias entre planes con desplazamiento y el plan sin desplazamiento

## DISCUSIÓN

Viendo los resultados de la tabla 2 podemos decir que en ambos casos cuando mayor pérdida de cobertura hay es cuando desplazamos toda la dosimetría -3 mm (E). Sin embargo, el aumento de cobertura se produce para la optimización manual al mover todo +3 mm (A) y en la optimización HIPO al mover solo la segunda mitad +3 mm (C). A pesar de esto, no se observan diferencias significativas entre las variaciones de los objetivos clínicos de la optimización manual y la optimización HIPO.

## CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos para la comparación de las variaciones en los objetivos clínicos indicados en Ann Henry et al. [1], la optimización HIPO parece tener la misma robustez que una planificación normal para el caso de los desplazamientos de 3mm en la dirección del catéter.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> ANN HENRY, BRADLEY R. PIETERS, FRANK ANDRÉ SIEBERT, PETER HOSKIN, GEC-ESTRO ACROP PROSTATE BRACHYTHERAPY GUIDELINES, RADIOOTHERAPY AND ONCOLOGY 167 (2022) 244-251

# ANÁLISIS DEL TRATAMIENTO DE PRÓSTATA CON BRAQUITERAPIA DE BAJA TASA UTILIZANDO SEMILLAS DE DIFERENTE ACTIVIDAD

Plaza Núñez, R. (1); de la Monja Rey, P. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); Ferrer Gracia, C. L. (1); Huertas Martínez, C. (1); Sánchez López, R. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Yang, G. (1); Martínez Sánchez, M. (1); García Martín, A. (1); Gómez Hinojal, L. (1) (1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: BAJA TASA, LDR, SEMILLAS, I125

## INTRODUCCIÓN

La braquiterapia de baja tasa (LDR) para el tratamiento del cáncer de próstata es una técnica en la cual se irradia el volumen blanco mediante el implante permanente de semillas radiactivas. Es una alternativa muy eficaz, y mínimamente invasiva, para los tratamientos de próstata de bajo riesgo o como sobreimpresión para tumores del alto riesgo.

El objetivo de este trabajo es analizar los resultados obtenidos mediante la planificación inversa del tratamiento de próstata con semillas de I125 de diferente actividad.

## MÉTODO Y MATERIALES

Se toma como muestra pacientes con tamaños de próstata de diferente volumen y se agrupan en intervalos de 10 cc, siendo el límite mínimo a tratar 20cc y el máximo 60cc.

Con cada uno de los pacientes se realiza una planificación inversa automática con el software de planificación Permanent Seed Implant Dosimetry (PSID) 5.0.3 de Eckert & Ziegler Bebig, utilizando semillas de I125 de diferente actividad y se evalúan los criterios dosimétricos de la próstata, uretra y recto.

La empresa suministradora administra las semillas en rangos de actividad que vienen definidos como clases. Las semillas utilizadas son del modelo I25.S17plus y están revestidas con una capa de titanio. Su longitud es de 4.5 mm y el diámetro de mm. Las semillas están embebidas en un material biodegradable con una distancia de centro a centro de la semilla de 1 cm.



## RESULTADOS

En la Tabla I se muestran los valores medios del número de semillas y agujas utilizadas en el implante. También se registran parámetros dosimétricos de próstata, uretra y recto para diferentes rangos de volumen de próstata.

| PLANIFICACIÓN |       |                       |          |        | PRÓSTATA              |                        |                        | URETRA                |                       | RECTO                  |                      |                      |
|---------------|-------|-----------------------|----------|--------|-----------------------|------------------------|------------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|----------------------|----------------------|
| Volumen (cc)  | Clase | Actividad media (mCi) | Semillas | Agujas | D <sub>90</sub> % (%) | V <sub>100</sub> % (%) | V <sub>200</sub> % (%) | D <sub>10</sub> % (%) | D <sub>30</sub> % (%) | D <sub>0.1</sub> % (%) | D <sub>1</sub> % (%) | D <sub>2</sub> % (%) |
| 20-30         | 6     | 0.482                 | 45       | 17     | 110.8                 | 95.9                   | 18.3                   | 125.9                 | 118.0                 | 139.0                  | 95.5                 | 74.3                 |
|               | 7     | 0.523                 | 43       | 16     | 113.6                 | 96.8                   | 18.3                   | 123.8                 | 118.7                 | 140.8                  | 95.1                 | 74.4                 |
|               | 8     | 0.567                 | 41       | 15     | 115.7                 | 97.9                   | 16.9                   | 127.0                 | 120.3                 | 146.5                  | 98.4                 | 76.2                 |
|               | 9     | 0.616                 | 35       | 15     | 110.0                 | 95.0                   | 18.6                   | 124.6                 | 119.4                 | 105.8                  | 77.6                 | 64.7                 |
| 30-40         | 6     | 0.482                 | 67       | 21     | 112.7                 | 95.8                   | 20.8                   | 128.2                 | 122.5                 | 82.8                   | 64.4                 | 54.7                 |
|               | 7     | 0.523                 | 54       | 17     | 110.3                 | 95.7                   | 20.2                   | 121.6                 | 116.6                 | 91.0                   | 70.2                 | 59.9                 |
|               | 8     | 0.567                 | 50       | 16     | 109.1                 | 95.5                   | 20.6                   | 123.6                 | 119.0                 | 91.9                   | 69.4                 | 59.0                 |
|               | 9     | 0.616                 | 48       | 15     | 114.2                 | 96.0                   | 24.1                   | 130.0                 | 125.2                 | 94.7                   | 72.0                 | 62.3                 |
| 40-50         | 6     | 0.482                 | 68       | 24     | 122.2                 | 98.5                   | 24.0                   | 136.4                 | 128.9                 | 89.5                   | 67.5                 | 56.6                 |
|               | 7     | 0.523                 | 63       | 22     | 114.9                 | 96.4                   | 21.9                   | 131.9                 | 123.7                 | 79.7                   | 60.7                 | 51.0                 |
|               | 8     | 0.567                 | 53       | 18     | 112.7                 | 96.3                   | 21.7                   | 132.1                 | 125.2                 | 66.3                   | 52.3                 | 45.0                 |
|               | 9     | 0.616                 | 50       | 18     | 114.1                 | 96.0                   | 25.4                   | 135.1                 | 132.9                 | 67.4                   | 53.3                 | 45.1                 |
| 50-60         | 6     | 0.482                 | 79       | 23     | 113.4                 | 96.5                   | 25.3                   | 126.3                 | 118.1                 | 109.5                  | 88.3                 | 77.4                 |
|               | 7     | 0.523                 | 74       | 21     | 117.3                 | 97.2                   | 23.1                   | 126.6                 | 120.0                 | 114.9                  | 92.9                 | 81.0                 |
|               | 8     | 0.567                 | 66       | 19     | 112.7                 | 96.0                   | 20.5                   | 123.3                 | 119.1                 | 88.2                   | 72.0                 | 63.1                 |
|               | 9     | 0.616                 | 55       | 17     | 110.6                 | 95.2                   | 22.7                   | 129.3                 | 123.8                 | 98.4                   | 78.3                 | 68.1                 |

Tabla I. Valores medios del número de semillas y agujas implantadas. Parámetros dosimétricos de la calidad del implante.

## DISCUSIÓN

La disminución de la actividad por semilla implica un aumento del número de semillas y agujas utilizadas en el implante. Bajo estas condiciones, el traumatismo que se produce en la próstata durante el implante es mayor, al igual que aumenta el riesgo de una punción no deseada al tener que insertar más agujas. El tratamiento de próstata se hace algo más invasivo y el implante durará más tiempo.

Existe un valor de inflexión del volumen del 200% de la dosis prescrita en la próstata, de modo que tanto si se aumenta o disminuye la actividad por semilla este parámetro aumenta.

Para volúmenes prostáticos intermedios la selección de valores centrales de la actividad de las semillas, del intervalo de las clases analizadas, optimiza los parámetros dosimétricos de la uretra. Mientras que, en los extremos de los rangos del volumen de la próstata estudiados, existe una alternancia en función de la actividad por semilla.

En el caso del recto es más difícil marcar una tendencia asociada a la variación de la actividad de las semillas. Una posible causa podría ser las diferentes distancias que existen a la zona a tratar, por la anatomía característica de cada paciente.

## CONCLUSIÓN

Durante la volumetría habría que considerar realizar la planificación seleccionando diferentes actividades de semillas, ya que se pueden mejorar los valores dosimétricos correspondientes a la próstata y a la uretra.

## REFERENCIAS

- FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA, VOLUMEN 5. BRAQUITERAPIA: BASES FÍSICAS, EQUIPOS Y CONTROL DE CALIDAD. JOSÉ PÉREZ-CALATAYUD
- REFINING PROSTATE SEED BRACHYTHERAPY: COMPARING HIGH-, INTERMEDIATE-, AND LOW-ACTIVITY SEEDS FOR I-125 PERMANENT SEED PROSTATE BRACHYTHERAPY. G. DELOUYA ET AL. / BRACHYTHERAPY 14 (2015) 329E333
- BRAQUITERAPIA DE BAJA TASA EN EL TRATAMIENTO DEL CÁNCER DE PRÓSTATA LOCALIZADO. BUDÍA ALBA A ET AL./ACTAS UROL ESP. 2007;31(5):458-468



## ÁREA TEMÁTICA: ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS

### VALIDACIÓN DOSIMÉTRICA DEL ALGORITMO DE RECONSTRUCCIÓN DIRECTDENSITY

Gil López, C. (1); González Vicente, A. (1); Alomar Payeras, M. (1); Marí Palacios, A. (1); Font Gelabert, J. C. (1)  
(1) Hospital Universitario Son Espases

PALABRAS CLAVE: DIRECTDENSITY, CURVA DE CALIBRACIÓN, RECONSTRUCCIÓN, TC, DENSIDAD ELECTRÓNICA, DENSIDAD MÁSCA.

#### INTRODUCCIÓN

Las curvas de calibración entre Unidades Hounsfield (HU) y densidad electrónica o másica relativa al agua de los sistemas de planificación de radioterapia externa son dependientes de los parámetros de adquisición y algoritmo de reconstrucción de la imagen TC; siendo la tensión del tubo el parámetro que más influye en las HU.

El algoritmo de reconstrucción DirectDensity de Siemens obtiene esta relación lineal e independiente de la tensión, permitiendo al usuario optimizar la calidad de imagen de los diferentes protocolos de adquisición sin afectar al cálculo de dosis.

Al calcular la dosis, tendremos que seleccionar entre diferentes algoritmos de cálculo que usan curvas de calibración distintas. DirectDensity utiliza una única curva de calibración para todas las tensiones y proporciona 3 tipos de reconstrucciones. En este estudio se evalúa dosimétricamente las curvas de calibración del TC generadas por los algoritmos de reconstrucción de DirectDensity.

#### MATERIAL Y MÉTODO

##### Material

Maniquí "Tissue Characterization Phantom Model 467-Gammex", TC Siemens Healthineers y planificador Eclipse® versión 13.6 de Varian Inc.



Fig 1. Maniquí

##### Método

Se han medido las HU de los protocolos abdomen y cabeza en el TC y calculado la media para las dos reconstrucciones (densidad electrónica (eDD) y másica (mDD)). Conociendo las densidades electrónicas reales de cada inserto, se ha hecho un ajuste de mínimos cuadrados para calcular las densidades electrónicas estimadas.

Cada algoritmo de cálculo necesita una curva de calibración linealizada respecto de densidades electrónicas (AAA) o densidades másicas (Acuros) y esta curva se consigue con el algoritmo de reconstrucción DirectDensity.

Se han realizado seis planificaciones con cuatro haces de 3D con distribuciones AP, PA, LD y LI para comparar las diferencias dosimétricas en los insertos de las reconstrucciones estándar, eDD y mDD para el algoritmo de cálculo AAA y Acuros.



RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la siguiente tabla presentamos las densidades electrónicas reales, estimadas y HU de cada inserto y las dosis media obtenidas con el porcentaje de error que se cometería al elegir cada reconstrucción.

| ALGORITMO         |                                   |           |                                       |                                |                         |                       |           |                                       |                    |                         |                       |             |                       |             |
|-------------------|-----------------------------------|-----------|---------------------------------------|--------------------------------|-------------------------|-----------------------|-----------|---------------------------------------|--------------------|-------------------------|-----------------------|-------------|-----------------------|-------------|
| Material          | Densidad electrónica real (g/cm3) | HU medida | Densidad electrónica estimada (g/cm3) | AAA (Curva de calibración eDD) |                         |                       |           | ACUROS (Curva de calibración mDD)     |                    |                         |                       |             |                       |             |
|                   |                                   |           |                                       | Reconstrucción eDD             | Reconstrucción estándar | Reconstrucción mDD    | HU medida | Densidad electrónica estimada (g/cm3) | Reconstrucción mDD | Reconstrucción estándar | Reconstrucción eDD    | Dosis media | Error dosis media (%) | Dosis media |
|                   |                                   |           |                                       | Dosis media                    | Dosis media             | Error dosis media (%) |           |                                       | Dosis media        | Dosis media             | Error dosis media (%) |             |                       |             |
| CT Solid Water 1  | 0.986                             | 5.10      | 0.998                                 | 2.817                          | 2.810                   | -0.248                | 2.830     | 0.461                                 | 5.00               | 0.982                   | 2.761                 | 2.756       | -0.181                | 2.762       |
| LN-300 Lung       | 0.281                             | -719.1    | 0.274                                 | 2.694                          | 2.688                   | -0.223                | 2.705     | 0.408                                 | -718.9             | 0.330                   | 2.692                 | 2.683       | -0.334                | 2.694       |
| LN-450 Lung       | 0.450                             | -545.5    | 0.448                                 | 2.723                          | 2.717                   | -0.220                | 2.737     | 0.514                                 | -546               | 0.486                   | 2.717                 | 2.709       | -0.294                | 2.718       |
| BR-12 Breast      | 0.954                             | -52.6     | 0.941                                 | 2.552                          | 2.543                   | -0.353                | 2.563     | 0.431                                 | -53                | 0.930                   | 2.504                 | 2.494       | -0.399                | 2.507       |
| SB3 Cortical Bone | 1.695                             | 750.4     | 1.744                                 | 2.557                          | 2.557                   | 0.000                 | 2.571     | 0.548                                 | 889.5              | 1.778                   | 2.361                 | 2.341       | -0.847                | 2.367       |
| BRN-SR2 Brain     | 1.047                             | 13.6      | 1.007                                 | 2.587                          | 2.577                   | -0.387                | 2.596     | 0.348                                 | 13.7               | 0.990                   | 2.522                 | 2.507       | -0.595                | 2.525       |
| CT Solid Water 2  | 0.986                             | 4.2       | 0.998                                 | 2.823                          | 2.816                   | -0.248                | 2.835     | 0.425                                 | 4                  | 0.981                   | 2.768                 | 2.761       | -0.253                | 2.768       |
| Water             | 1.000                             | 1.7       | 0.995                                 | 2.512                          | 2.506                   | -0.239                | 2.524     | 0.478                                 | 1.6                | 0.979                   | 2.458                 | 2.454       | -0.163                | 2.458       |
| AP6 Adipose       | 0.928                             | -98.7     | 0.895                                 | 2.535                          | 2.530                   | -0.197                | 2.546     | 0.434                                 | -98.6              | 0.889                   | 2.501                 | 2.494       | -0.280                | 2.502       |
| B200 Bone Mineral | 1.102                             | 119.8     | 1.113                                 | 2.826                          | 2.813                   | -0.460                | 2.839     | 0.460                                 | 144.9              | 1.108                   | 2.74                  | 2.697       | -1.569                | 2.747       |
| CB2- 30%CaCo3     | 1.278                             | 254.6     | 1.248                                 | 2.511                          | 2.491                   | -0.796                | 2.520     | 0.358                                 | 304.6              | 1.252                   | 2.367                 | 2.317       | -2.112                | 2.383       |
| CT Solid Water 3  | 0.986                             | 3.6       | 0.997                                 | 2.466                          | 2.444                   | -0.892                | 2.473     | 0.284                                 | 3                  | 0.980                   | 2.403                 | 2.377       | -1.082                | 2.410       |
| CB2- 50%CaCo3     | 1.470                             | 482.5     | 1.476                                 | 2.551                          | 2.530                   | -0.823                | 2.560     | 0.353                                 | 574.4              | 1.494                   | 2.37                  | 2.335       | -1.477                | 2.387       |
| IB Inner Bone     | 1.086                             | 113.1     | 1.106                                 | 2.800                          | 2.787                   | -0.464                | 2.810     | 0.357                                 | 136.5              | 1.100                   | 2.716                 | 2.679       | -1.362                | 2.722       |
| LV1 Liver         | 1.063                             | 79.4      | 1.073                                 | 2.822                          | 2.818                   | -0.142                | 2.837     | 0.532                                 | 79.7               | 1.049                   | 2.746                 | 2.740       | -0.218                | 2.748       |
| CT Solid Water 4  | 0.986                             | 4.6       | 0.998                                 | 2.819                          | 2.813                   | -0.213                | 2.832     | 0.461                                 | 4.4                | 0.981                   | 2.764                 | 2.754       | -0.362                | 2.766       |

TABLA 1. Medidas

Las dosis obtenidas con los dos algoritmos con su reconstrucción correspondiente (reconstrucción eDD con AAA y reconstrucción mDD con ACUROS) son prácticamente iguales.

Las desviaciones máximas para AAA en las reconstrucciones estándar y mDD y para Acuros en la reconstrucción eDD han sido menores de un 1%. Sin embargo, se han obtenido mayores errores en la reconstrucción estándar con Acuros; siendo el material “CB2- 30%CaCo3” el que tiene mayor error (un 2%).

CONCLUSIONES

Por lo general, para densidades más altas el error es mayor que para densidades más bajas, pero el error que se cometería si se seleccionara otra reconstrucción diferente es en torno a un 0,5% y por lo tanto, no supone grandes diferencias.

REFERENCIAS

- <sup>1</sup> “DIRECTDENSITY COOKBOOK. A GUIDE TO PERSONALIZED CT IMAGING IN RT”. SIEMENS HEALTHINEERS.
- <sup>2</sup> “T. ZHAO ET AL. EVALUATION OF THE USE OF DIRECT ELECTRON DENSITY CT IMAGES IN RT”. AAPM 2016.
- <sup>3</sup> “DIRECTDENSITY™ TECHNICAL PRINCIPLES AND IMPLICATIONS FOR RADIOTHERAPY”. SIEMENS HEALTHINEERS.

LA IMPORTANCIA DEL ALGORITMO EN SBRT DE PULMÓN

Pizarro Trigo, F. (1); Martín Albina, M. L. (1); Morillas Ruiz, J. (1); Núñez Martínez, L. (1); Sánchez Jiménez, J. (1); Bengoechea Álvaro, D. (1); Cepas Arroyo, T. (1); Pérez Urbón, I. (1); Zaballos Carrera, S. (1)  
(1) Hospital Universitario De Burgos

PALABRAS CLAVE: ALGORITMOS, SBRT

INTRODUCCIÓN

Las recomendaciones internacionales sobre los algoritmos de cálculo en Radioterapia Estereotáxica Extracraneal (SBRT)<sup>1</sup> indican que los algoritmos clasificados como tipo C son los apropiados para la dosimetría de esta técnica de la radioterapia (RT). El propósito de este trabajo consiste en analizar esta recomendación a través de un estudio comparativo entre dosimetrías de SBRT de pulmón con algoritmos de tipo B y C frente a las dosimetrías calculadas mediante simulaciones Monte Carlo (MC), que tomaremos como referencia.



## MATERIAL Y MÉTODO

Los algoritmos utilizados son: Acuros (AXB), un algoritmo de tipo C basado en la ecuación de transporte de Boltzmann; Algoritmo Analítico Anisótropo (AAA), algoritmo tipo B<sup>2</sup>, basado en la superposición y convolución de pencil beams y, por último, como referencia, se utilizaron simulaciones MC basadas en el código de PENELOPE a través de la aplicación Primo v0.3.1.1772<sup>3</sup>.

Se realizaron 10 dosimetrías de SBRT de pulmón con arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) utilizando por un lado AXB y, por otro, AAA, de modo que las distribuciones de dosis generadas por ambos algoritmos fuesen prácticamente idénticas para el Volumen de Planificación Tumoral (PTV). Con los planes resultantes se realizaron 20 simulaciones MC, 10 procedentes de AXB y 10 procedentes de AAA. Se compararon las dosimetrías de cada algoritmo con aquellas simuladas con MC mediante una evaluación gamma (3mm, 3%), también a través de la Probabilidad de Control Tumoral (TCP) y de la Dosis Uniforme Equivalente Generalizada (gEUD) usando un valor del parámetro  $a=-10$ .

## RESULTADOS

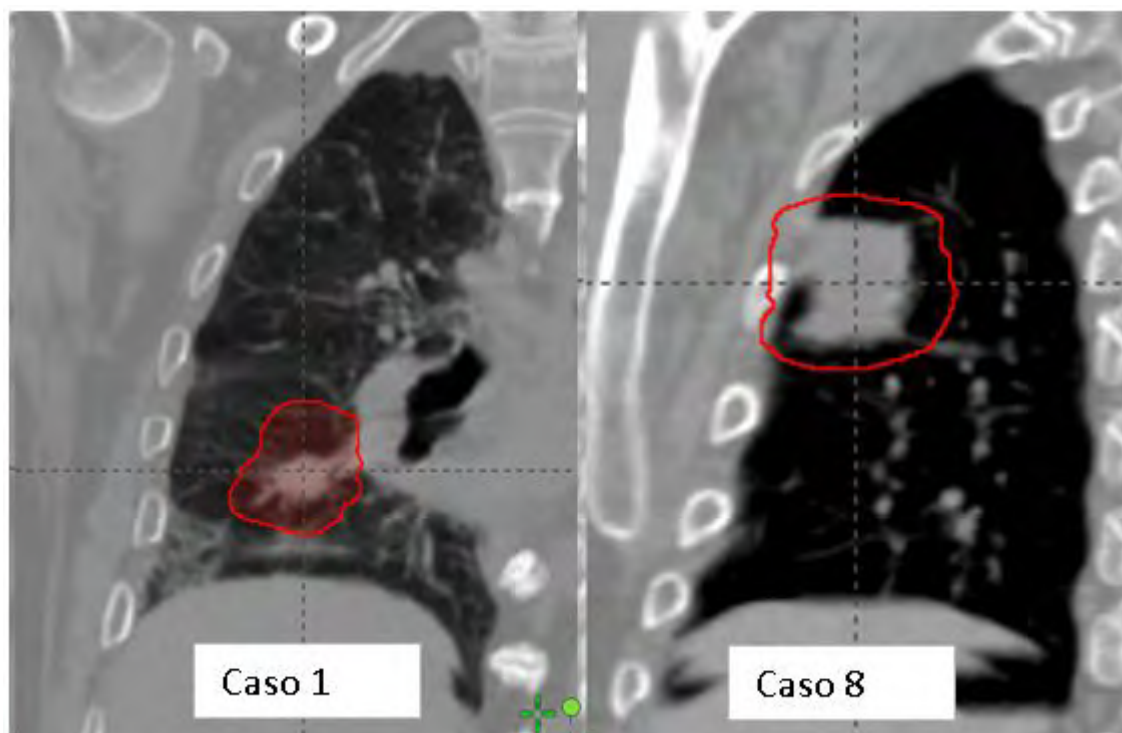
En la tabla se muestran los resultados de las simulaciones MC cuando se utiliza el plan calculado con AXB (MC\_AXB) y cuando se utiliza el plan calculado con AAA (MC\_AAA). También se muestra el valor de la incertidumbre expandida con  $k=2$ . Se observa que la evaluación gamma es más sensible que la TCP o la gEUD para la mayoría de los casos, encontrándose importantes discrepancias entre MC\_AXB y MC\_AAA para algunos de ellos.

| Casos | TCP(%) |        | gEUD ( $a=-10$ ) (Gy) |        | GAMMA(3mm;3%) |        | k· $\sigma$ (%) |
|-------|--------|--------|-----------------------|--------|---------------|--------|-----------------|
|       | MC_AXB | MC_AAA | MC_AXB                | MC_AAA | MC_AXB        | MC_AAA | k=2             |
| 1     | 77.4   | 78     | 55.2                  | 56.2   | 98.3          | 87.5   | 2.7             |
| 2     | 79.03  | 78.8   | 55.6                  | 55.7   | 99.2          | 88.7   | 3.1             |
| 3     | 74.77  | 71.8   | 54.8                  | 52.8   | 97.08         | 90.8   | 4               |
| 4     | 73.3   | 73.02  | 50.7                  | 50.5   | 97.8          | 97.2   | 2.3             |
| 5     | 67.94  | 67.7   | 47.8                  | 47.5   | 99.9          | 99.8   | 2.6             |
| 6     | 71.92  | 71.95  | 49.7                  | 49.8   | 99.4          | 96.7   | 2.9             |
| 7     | 73.98  | 74.66  | 55.3                  | 56.1   | 98.8          | 89.45  | 2.7             |
| 8     | 72     | 72.11  | 55                    | 54.6   | 99.5          | 98.6   | 2.6             |
| 9     | 76.47  | 75.56  | 44.8                  | 44.5   | 97.3          | 82     | 3.9             |
| 10    | 75.76  | 76.7   | 55.1                  | 56.2   | 99.5          | 88.65  | 2.5             |

## DISCUSIÓN

En la figura se muestra el tamaño y la localización del PTV para el caso 8, donde prácticamente no hay discrepancias (0.9%) para la evaluación gamma y para el caso 1, donde sí las hay (10.8%). Se observa que en el caso 1 el volumen de PTV es menor que en el caso 8 y que gran parte del mismo es aire, frente al caso 8 donde la gran parte del volumen tiene una densidad mayor.





## CONCLUSIONES

Las simulaciones MC muestran mejor acuerdo con los planes realizados con AXB que con AAA para este tipo de tratamientos, siendo más evidente en los casos donde el volumen de tratamiento es de menor densidad. Por otro lado, también se concluye que entre los diferentes elementos de comparación, la evaluación gamma se muestra más sensible al cambio de algoritmo que la TCP o la gEUD para el PTV.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DE RUYSSCHER, D., FAIVRE-FINN, C., MOELLER, D., NESTLE, U., HURKMANS, C. W., LE PÉCHOUX, C., BELDERBOS, J., GUCKENBERGER, M., & SENAN, S. (2017). EUROPEAN ORGANIZATION FOR RESEARCH AND TREATMENT OF CANCER (EORTC) RECOMMENDATIONS FOR PLANNING AND DELIVERY OF HIGH-DOSE, HIGH PRECISION RADIOTHERAPY FOR LUNG CANCER. *RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY*, 124(1), 1–10.
- <sup>2</sup> ZHOU, C., BENNION, N., MA, R., LIANG, X., WANG, S., ZVOLANEK, K., HYUN, M., LI, X., ZHOU, S., ZHEN, W., LIN, C., WAHL, A., & ZHENG, D. (2017). A COMPREHENSIVE DOSIMETRIC STUDY ON SWITCHING FROM A TYPE-B TO A TYPE-C DOSE ALGORITHM FOR MODERN LUNG SBRT. *RADIATION ONCOLOGY*, 12(1), 1–11.
- <sup>3</sup> RODRIGUEZ, M., SEMPAY, J., & BRUALLA, L. (2013). PRIMO: A GRAPHICAL ENVIRONMENT FOR THE MONTE CARLO SIMULATION OF VARIAN AND ELEKTA LINACS. *STRAHLENTHERAPIE UND ONKOLOGIE*, 189(10), 881–886. <https://doi.org/10.1007/s00066-013-0415-1>

# DIFERENCIAS EN OPTIMIZACIÓN Y CÁLCULO DE DOSIS ENTRE ALGORITMOS EN BRAQUITERAPIA ENDOMETRIAL

Honorato Hernández, S. (1); Hernández González, D. (1); Castro Tejero, P. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Simón de Blas, R. (1); Roch González, M. (1)

(1) Hospital Universitario. La Princesa

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA, TG-43, CÁLCULO CON HETEROGENEIDADES

## INTRODUCCIÓN

Los algoritmos de corrección de heterogeneidades se llevan utilizando en radioterapia externa desde hace varios años, sin embargo su uso en braquiterapia a nivel clínico es reciente.





Este trabajo muestra las diferencias, tanto dosimétricas como en optimización inversa, entre TG43 y AcurosXB (AX) en el tratamiento con braquiterapia del cáncer de endometrio.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para el análisis de la optimización inversa se utilizaron las optimizaciones en volumen VEGO TG-43 (TG-43 Opt.) y Acuros BV (AX Opt.), analizando el tiempo de la fuente en cada posición de parada, utilizando como parámetros una cobertura del 100% y del 5% con las isodosis de prescripción del 100% y 5% respectivamente en la línea de referencia, situada a 5 mm de la superficie del aplicador, con prioridad 100 y suavizado de 153.

Para el análisis dosimétrico, se analizó la cobertura del CTV y la dosis a los OAR en 46 pacientes tratados en una unidad de braquiterapia Varian BRAVOS, utilizando los algoritmos de cálculo de dosis (DC) TG-43 y AX. El tamaño del diámetro de los aplicadores utilizados fue de 2,5, 3 y 3,5 cm y el fraccionamiento de los tratamientos fue de dos fracciones de 5,5 Gy y tres fracciones de 5Gy en braquiterapia no exclusiva y tres fracciones de 7 Gy en braquiterapia exclusiva.

Tanto para la optimización inversa como para el estudio dosimétrico se utilizó el sistema de planificación Brachyvision de Varian.

## RESULTADOS

El tiempo total de tratamiento es, en promedio, un 1.54% mayor cuando se utiliza AX Opt. con diferencias de hasta un 4.81% frente a TG-43 Opt..

El uso de AX Opt. y AX DC implica una infradosificación media frente al uso de TG-43 Opt. y TG-43 DC del 1.11% para la cobertura del CTV con la isodosis de prescripción del 100%, del 0.33% 0.72% y 1.91% para  $D_{2cm^3}$  y del 0.44% , 0.98% y 2.35% para  $D_{0.1cm^3}$  en recto, vejiga y sigma, respectivamente, encontrando diferencias máximas de hasta el 3.7% en la cobertura del CTV, 3.42% 3.37% y 4.55% para  $D_{2cm^3}$  y 3.61% 4.35% y 5.23% para  $D_{0.1cm^3}$  en recto, vejiga y sigma, respectivamente.

En cuanto a las diferencias encontradas únicamente debidas al algoritmo de cálculo (utilizando TG-43 Opt. en ambos casos) con AX DC encontramos una infradosificación media frente a TG-43 DC del 2.64% para una cobertura del 100% del CTV con el 100% de la dosis prescrita, 2.05%, 2.12% y 3.30% para  $D_{2cm^3}$  y 1.97% 2.36% y 3.84% para  $D_{0.1cm^3}$  en recto, vejiga y sigma, respectivamente, encontrando diferencias máximas de hasta el 6.2% en la cobertura del CTV, 3.53% 3.42% y 4.9% en  $D_{2cm^3}$  y 4% 4.16% y 5.48% en  $D_{0.1cm^3}$  en recto, vejiga y sigma respectivamente.

Los resultados se muestran en la tabla 1.

|                  |          | Diferencias frente a TG-43 Opt. y TG-43 DC |             |           |             |           |             |               |                             |
|------------------|----------|--------------------------------------------|-------------|-----------|-------------|-----------|-------------|---------------|-----------------------------|
|                  |          | Recto                                      |             | Vejiga    |             | Sigma     |             | CTV           | Tiempo total de tratamiento |
|                  |          | Gy (2 cc)                                  | Gy (0,1 cc) | Gy (2 cc) | Gy (0,1 cc) | Gy (2 cc) | Gy (0,1 cc) | % (100% dose) | % de tiempo de tratamiento  |
| TG-43 Opt. AX DC | Promedio | -2,05%                                     | -1,97%      | -2,12%    | -2,36%      | -3,30%    | -3,84%      | -2,64%        | -                           |
| AX Opt. AX DC    | Promedio | -0,33%                                     | -0,44%      | -0,72%    | -0,98%      | -1,91%    | -2,35%      | -1,11%        | 1,54%                       |

Tabla 1. Diferencias promedio frente a TG-43 Opt. y TG-43 DC

## DISCUSIÓN

Tanto el uso de la optimización inversa como el cálculo de dosis con TG-43 sobreestima la dosis que reciben el CTV y los OAR ya que no tiene en cuenta las heterogeneidades del paciente y la atenuación de la dosis que se produce en el propio aplicador.

## CONCLUSIONES

El uso de AX tanto en optimización inversa como en cálculo de dosis se acerca más a la realidad, obteniendo discrepancias respecto al cálculo tradicional.



## DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS DEBIDO AL CAMBIO EN EL MODELADO DE LA FUENTE SECUNDARIA EN ECLIPSE 15.6.6

Honorato Hernández, S. (1); Castro Tejero, P. (1); Hernández González, D. (1); Simón de Blas, R. (1); Roch González, M. (1); Chamorro Serrano, P. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: MODELADO DE LA FUENTE SECUNDARIA, ECLIPSE 15.6.6, CONTROL DE CALIDAD TPS

### INTRODUCCIÓN

Los algoritmos de cálculo de dosis permiten estimar la dosis absorbida por el paciente durante el tratamiento de radioterapia. Cualquier modificación de estos algoritmos debe ser caracterizada antes de su utilización en el proceso clínico.

El objetivo de este trabajo es mostrar las discrepancias dosimétricas observadas en los algoritmos de cálculo Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), Acuros External Beam (AX) y Electron Monte Carlo (MC) tras un cambio en el modelado de la fuente secundaria realizado en la versión 15.6.6 de Eclipse.

### MATERIAL Y MÉTODOS

El trabajo se ha realizado en el proceso de cambio de software entre las versiones 15.6.5 y 16.1.2 de Eclipse, analizando las pruebas de validación de los algoritmos de cálculo y el control de calidad periódico del TPS.

Para la validación de los algoritmos de cálculo, se registró la dosis simulada en un punto de referencia, en campos irregulares, asimétricos y campos con variaciones de SSD en fotones y, variando el aplicador y el SSD en electrones. Tanto para fotones como para electrones, el procedimiento se ha realizado para todas las energías disponibles. Los tratamientos se han simulado en una Test-Box utilizando un maniquí con un valor CT de -4 HU y agua como material asignado.

En el control de calidad periódico del TPS se analiza la constancia de la dosis máxima, mínima, media y mediana obtenidas tras la simulación de un plan prueba, tomando como referencia un cálculo de la versión 15.6.5. El maniquí utilizado es el "QUASAR Multi-Purpose Body Phantom" con 2 insertos de madera de cedro en los laterales y la configuración consiste en 2 campos estáticos laterales opuestos, realizando la simulación con todas las energías disponibles.

### RESULTADOS

En la validación de los algoritmos de cálculo, para los planes simulados con AAA, la desviación supera el 0.5% entre las versiones analizadas en campos irregulares, campos asimétricos y campos con variación SSD, alcanzando una desviación máxima del 1.7% para los campos asimétricos (Imagen 1). Para las simulaciones con AX sólo se obtienen desviaciones superiores al 0.5% en campos asimétricos, con una desviación máxima del 1.5%. Para las simulaciones con MC las desviaciones son mayores que para AAA o AX, obteniendo una desviación máxima del 2.02%.

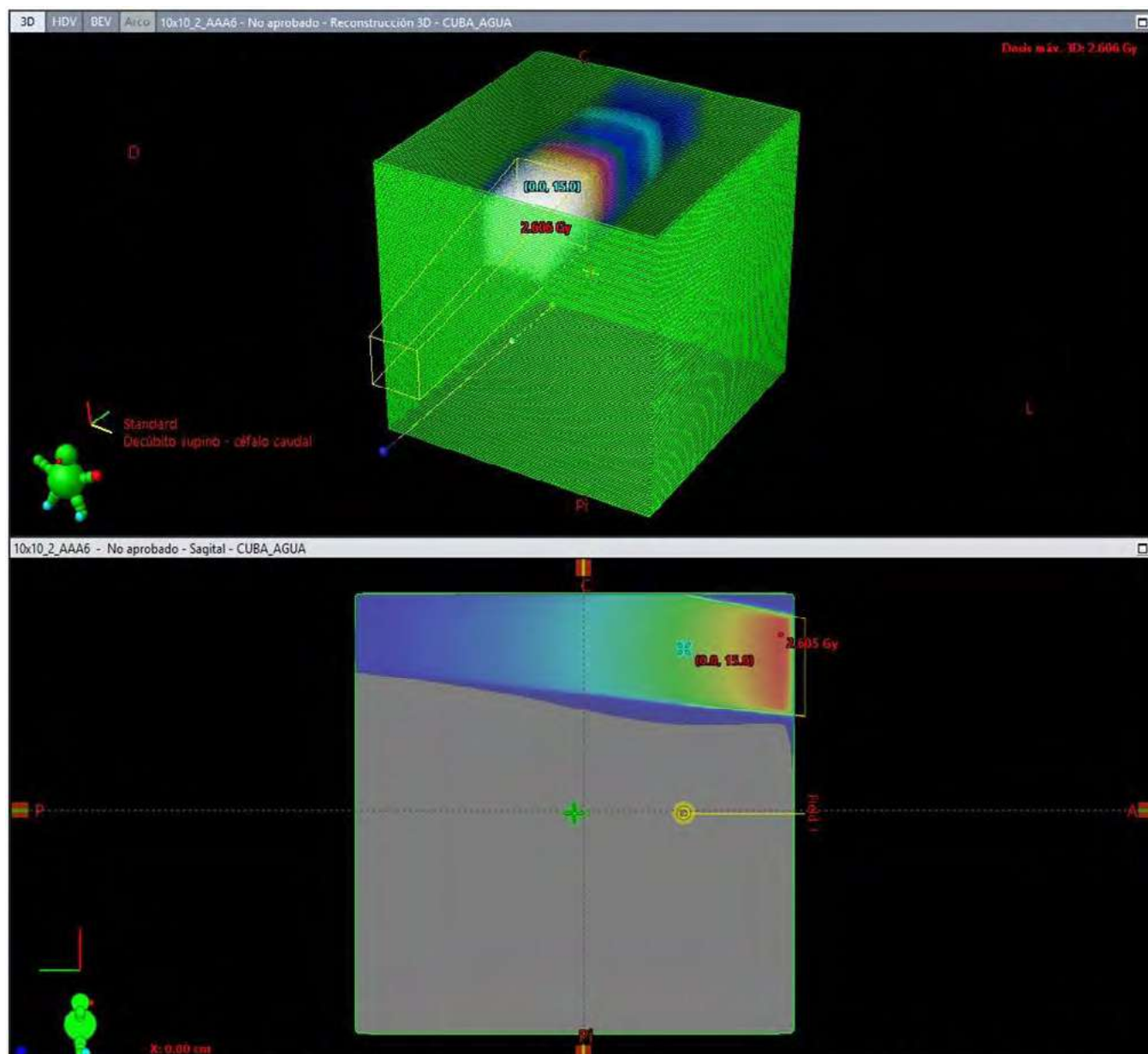


Imagen 1. Visualización sagital y en 3D del campo asimétrico 10x10cm<sup>2</sup> con posiciones de mordaza X1=5 cm, X2=5 cm, Y1=-10 cm e Y2=20 cm y punto de referencia con coordenadas x=0 cm e y=15 cm, para el cual se han encontrado las mayores diferencias entre algoritmos cuando se ha simulado con AAA.

En el control de calidad periódico las discrepancias máximas entre versiones son de 1,5 Gy en una de las cavidades para la dosis mínima con AAA, 0,2 Gy para la dosis máxima con AX en la misma cavidad y 1,6 Gy para MC en la dosis máxima en la otra cavidad (TABLA 1).



|                   |                                   | Dosis mínima (Gy) | Dosis máxima (Gy) | Dosis promedio (Gy) | Dosis mediana (Gy) |
|-------------------|-----------------------------------|-------------------|-------------------|---------------------|--------------------|
| Cuerpo            | Referencia                        | 0,19              | 58,90             | 19,70               | 7,16               |
|                   | AAA-Referencia                    | 0,00              | 0,20              | 0,00                | -0,30              |
|                   | AX-Referencia                     | 0,00              | 0,00              | 0,00                | 0,00               |
|                   | MC-Referencia (Máxima desviación) | 0,00              | -0,50             | 0,10                | 0,00               |
| Cavidad derecha   | Referencia                        | 19,60             | 58,30             | 48,20               | 48,91              |
|                   | AAA-Referencia                    | 0,60              | 0,20              | -0,10               | -0,10              |
|                   | AX-Referencia                     | -0,10             | 0,00              | 0,00                | 0,00               |
|                   | MC-Referencia (Máxima desviación) | 0,50              | 1,60              | 0,50                | 0,40               |
| Cavidad izquierda | Referencia                        | 24,30             | 57,60             | 47,80               | 48,48              |
|                   | AAA-Referencia                    | -1,50             | 0,10              | -0,10               | 0,00               |
|                   | AX-Referencia                     | 0,00              | 0,20              | 0,00                | 0,00               |
|                   | MC-Referencia (Máxima desviación) | -0,40             | -0,50             | -0,80               | -1,00              |

Tabla 1. Máximas diferencias encontradas en el control de calidad periódico tras el cálculo de dosis con los 3 algoritmos disponibles en la versión 16.1.2 frente a la referencia tomada con la versión 15.6.5

## DISCUSIÓN

Los resultados en las pruebas de validación de los algoritmos están dentro de lo esperado, con las mayores discrepancias en la simulación de campos asimétricos, donde la modelización de la fuente secundaria adquiere mayor importancia.

Para el control periódico de calidad, las diferencias encontradas para los 3 algoritmos con respecto a la referencia son mayores que las encontradas habitualmente antes del cambio de versión del algoritmo.

## CONCLUSIONES

Varian ha informado de que los resultados obtenidos con la nueva modelización de la fuente secundaria se acercan más a la realidad.

# OPTIMIZACIÓN DEL FRACCIONAMIENTO PARA UN PACIENTE TRATADO DE UNA SBRT DE HÍGADO

Sanchez Mazon, J. (1)

(1) Hospital Mompia

PALABRAS CLAVE: OPTIMIZACIÓN, FRACCIONAMIENTO, SBRT, MODELO LINEAL CUADRÁTICO, RADIOTERAPIA

Abstract en el fichero adjunto. No me deja escribir las ecuaciones.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GADDY MR, YILDIZ S, UNKELBACH J, PAPP D. OPTIMIZATION OF SPATIOTEMPORALLY FRACTIONATED RADIOTHERAPY TREATMENTS WITH BOUNDS ON THE ACHIEVABLE BENEFIT. *PHYS MED BIOL*. 2018 JAN 5;63(1):015036. DOI: 10.1088/1361-6560/AA9975. PMID: 29303116.
- <sup>2</sup> SON SH, JANG HS, LEE H, CHOI BO, KANG YN, JANG JW, YOON SK, KAY CS. DETERMINATION OF THE A/B RATIO FOR THE NORMAL LIVER ON THE BASIS OF RADIATION-INDUCED HEPATIC TOXICITIES IN PATIENTS WITH HEPATOCELLULAR CARCINOMA. *RADIAT ONCOL*. 2013 MAR 15;8:61. DOI: 10.1186/1748-717X-8-61. PMID: 23497395; PMCID: PMC3641977.
- <sup>3</sup> ZENG ZC, SEONG J, YOON SM, CHENG JC, LAM KO, LEE AS, LAW A, ZHANG JY, HU Y. CONSENSUS ON STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY FOR SMALL-SIZED HEPATOCELLULAR CARCINOMA AT THE 7TH ASIA-PACIFIC PRIMARY LIVER CANCER EXPERT MEETING. *LIVER CANCER*. 2017 Nov;6(4):264-274. DOI: 10.1159/000475768. Epub 2017 Aug 30. PMID: 29234630; PMCID: PMC5704685.
- <sup>4</sup> FERNÁNDEZ, L.A., FERNÁNDEZ, L. ANALYTICAL SOLUTION TO THE RADIOTHERAPY FRACTIONATION PROBLEM INCLUDING DOSE BOUND CONSTRAINTS. *OPER. RES. FORUM* 3, 40 (2022). <https://doi.org/10.1007/s43069-022-00146-8>



# COMPARACIÓN DE ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS EN TRATAMIENTOS DE MAMA: ANÁLISIS DE COBERTURA EN PTV Y LÍMITES EN ÓRGANOS DE RIESGO

Macías Castillo, M. J. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Almendral Manzano, P. (1); Rodríguez Alarcón, C. (1); Carbajo Chávez, J. C. (1); Carrasco, D. (1)

(1) Hospital Universitario de Badajoz

## INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es comparar los algoritmos de cálculo de dos sistemas de planificación en tratamientos de mama: el algoritmo "Collapsed Cone Convolution" (CCC) de Pinnacle y "Photon Monte Carlo" (MC) de Monaco. Se evalúan diferencias entre parámetros pertenecientes a los histogramas dosis-volumen (HDV).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionan 16 pacientes de mama tratadas en un acelerador Elekta Versa HD con la modalidad IMRT según los protocolos de hipofraccionamiento extremo (FAST-Foward) e hipofraccionamiento moderado. Se planifican en Pinnacle (v16.2.1) de Philips con el algoritmo CCC y se recalculan, sin modificar ningún parámetro, en Monaco (v5.51.02) de Elekta con el algoritmo MC.

Se utilizó una rejilla de cálculo de 3 mm en ambos planificadores y una incertidumbre estadística del 1%, con cálculo de dosis a medio, en Monaco.

Para evaluar la dosis en el PTV se han extraído los valores D95% y D2%, y para los órganos de riesgo se han utilizado los criterios dosimétricos usados habitualmente en nuestro centro.

Para evaluar si existían diferencias significativas entre ambos algoritmos, se llevó a cabo una prueba T de muestras emparejadas.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la siguiente tabla se recogen los datos obtenidos. Todos los datos que expresan dosis están representados en tanto por ciento a la dosis prescrita. El último parámetro enuncia el tanto por ciento del volumen del pulmón ipsilateral.

| Parámetro              | Media            |                  | p-valor | Diferencia de medias |
|------------------------|------------------|------------------|---------|----------------------|
|                        | CCC              | MC               |         |                      |
| PTV D95%               | 94,73            | 93,19            | <0,001  | 1,53                 |
| PTV D2%                | 113,79           | 113,31           | <0,001  | 0,48                 |
| Corazón Dosis Media    | 4,75             | 4,58             | <0,001  | 0,16                 |
| Mama contralateral D5% | 4,65             | 4,74             | 0,275   | 0,09                 |
| Pulmones Dosis Media   | 8,70             | 9,35             | 0,027   | 0,65                 |
| Pulmón Ipsilateral V8  | 18,80 (%Volumen) | 19,53 (%Volumen) | <0,001  | 0,73                 |

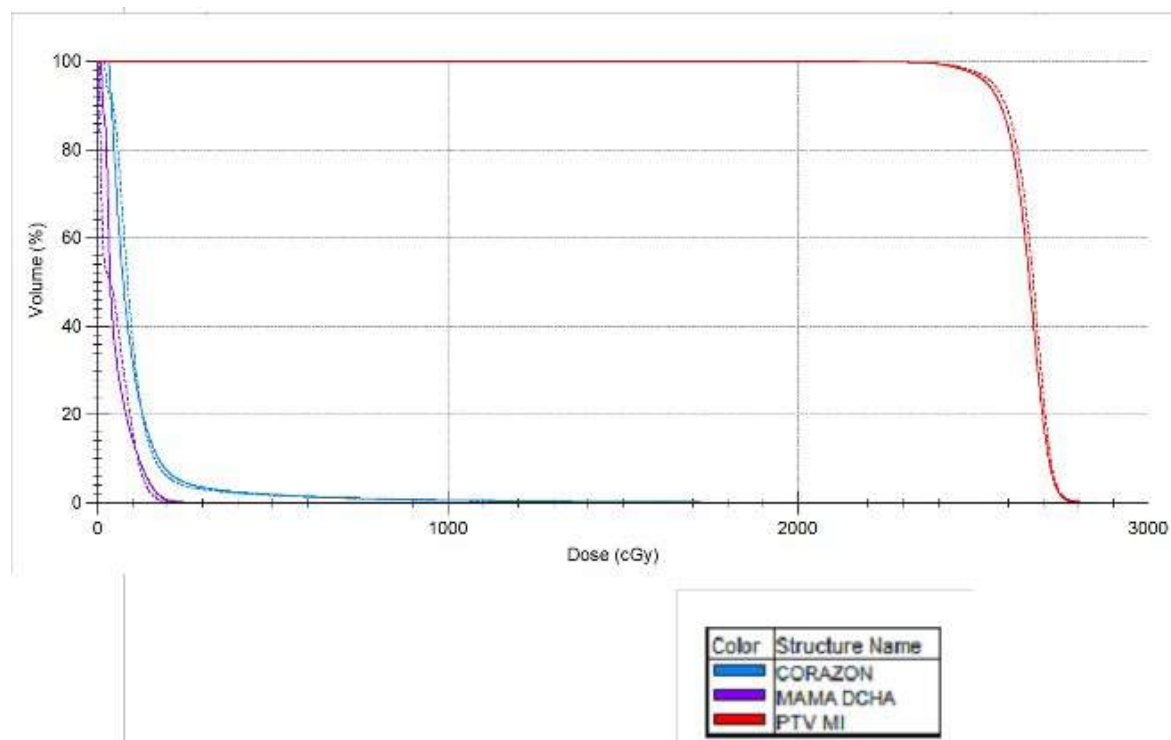
Se observa que existen diferencias estadísticamente significativas (IC 95%,  $\alpha=0.05$ ) al comparar en los HDV la cobertura de los PTV y los límites de dosis de los OAR, excepto para D5% en la mama contralateral. No obstante, en la práctica, las diferencias medias son pequeñas para tener repercusión sobre los tratamientos de los pacientes.

Los resultados obtenidos pueden depender del modelado de cada sistema de planificación en nuestro centro.





A modo de ejemplo se muestra, a continuación, las diferencias en el HDV de una paciente escogida en el estudio. La línea continua muestra el algoritmo MC y, la discontinua, CCC.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MONACO 5.51.10 IMRT/VMAT TREATMENT PLANNING. TRAINING MODULE. ELEKTA. DOCUMENT ID: E017179/01. PUBLICATION DATE: 01/2021.
- <sup>2</sup> MONACO DOSE CALCULATION TECHNICAL REFERENCE MANUAL. DOCUMENT ID: E014439/02. PUBLICATION DATE: 01/2021.
- <sup>3</sup> MA C, PAWLICKI T, JIANG S, ET AL. MONTE CARLO VERIFICATION OF IMRT DOSE DISTRIBUTIONS FROM A COMMERCIAL TREATMENT.
- <sup>4</sup> AMERICAN JOINT COMMISSION ON CANCER (AJCC). 2017. "CANCER STAGING HANDBOOK". 8TH EDITION. SPRINGER, NEW YORK. AMERICAN JOINT COMMISSION ON CANCER (AJCC). 2017. "CANCER STAGING HANDBOOK". 8TH EDITION. SPRINGER, NEW YORK.

## COMPARACIÓN DE ALGORITMOS EN PLANIFICACIONES DE SBRT DE PULMÓN: ANÁLISIS DE COBERTURA Y LÍMITES EN ÓRGANOS DE RIESGO

Macías Castillo, M. J. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Rodríguez Alarcón, C. (1); Almendral Manzano, P. (1); Carrasco, D. (1)

(1) Hospital Universitario de Badajoz

PALABRAS CLAVE: SBRT, MONTE CARLO, COLLAPSED CONE CONVOLUTION, MONACO, PINNACLE

## INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es comparar los algoritmos de cálculo de dosis de dos sistemas de planificación sobre diferentes tratamientos de SBRT de pulmón tratados en nuestro centro. Estos tratamientos requieren algoritmos de cálculo que modelen adecuadamente el comportamiento de haces estrechos en presencia de heterogeneidades entre tejidos. Los algoritmos aquí empleados son: "Collapsed Cone Convolution" (CCC) de Pinnacle y "Photon Monte Carlo" (MC) de Monaco. Se evalúan diferencias entre parámetros de los histogramas dosis-volumen (HDV).





## MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionan 9 pacientes con lesiones pulmonares tratados mediante SBRT en un acelerador Elekta Versa HD. Se planifican en Pinnacle (v16.2.1) de Philips con el algoritmo CCC y se recalculan, sin modificar ningún parámetro, en MONACO (v5.51.02) de Elekta con el algoritmo MC de fotones y con una incertidumbre de 1%.

Para evaluar las posibles diferencias entre algoritmos en este tipo de planificación, se ha realizado el análisis estadístico de prueba T de nuestras emparejadas.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos para los indicadores dosimétricos para las SBRT del pulmón se recogen en la tabla de más abajo. En las primeras columnas se ven los tantos por ciento de dosis respecto a la dosis prescrita al PTV.

Se observa que existen diferencias estadísticamente significativas (IC 95%,  $\alpha=0.05$ ) al comparar los parámetros evaluados. En la práctica, en cambio, las diferencias medias son pequeñas desde el punto de vista clínico, por lo que no resulta relevante para el tratamiento del paciente.

Se ha de tener en cuenta que los resultados obtenidos pueden depender del modelado del acelerador realizado para cada sistema de planificación de nuestro centro.

| Parámetro                      | Media |     | p-valor | Diferencia de medias |
|--------------------------------|-------|-----|---------|----------------------|
|                                | CCC   | MC  |         |                      |
| <b>PTV</b><br>D95%             | 101   | 101 | 0,036   | -0,009               |
| <b>PTV</b><br>D0,3cc           | 115   | 116 | 0,199   | -0,001               |
| <b>Esófago</b><br>D0,1cc       | 21    | 22  | 0,108   | -0,005               |
| <b>Corazón</b><br>D0,1cc       | 16    | 16  | 0,208   | -0,003               |
| <b>Pulmones</b><br>Dosis Media | 18    | 18  | 0,325   | 0,002                |

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> MONACO 5.51.10 IMRT/VMAT TREATMENT PLANNING. TRAINING MODULE. ELEKTA. DOCUMENT ID: E017179/01. PUBLICATION DATE: 01/2021.

<sup>2</sup> MONACO DOSE CALCULATION TECHNICAL REFERENCE MANUAL. DOCUMENT ID: E014439/02. PUBLICATION DATE: 01/2021.

<sup>3</sup> MA C, PAWLICKI T, JIANG S, ET AL. MONTE CARLO VERIFICATION OF IMRT DOSE DISTRIBUTIONS FROM A COMMERCIAL TREATMENT.

<sup>4</sup> AMERICAN JOINT COMMISSION ON CANCER (AJCC). 2017. "CANCER STAGING HANDBOOK". 8TH EDITION. SPRINGER, NEW YORK.

# ANÁLISIS DE LA RELACIÓN ENTRE EL HISTOGRAMA DE APERTURA DE LÁMINAS EN TOMOTERAPIA Y EL RESULTADO EN LA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS

Sánchez Ramos, A. (1); Vicent Granado, D. (1); Pérez Pavón, J. (2); Quiñones Rodríguez, L. Á. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta Del Mar, (2) Hospital Universitario de Jerez de la Frontera

PALABRAS CLAVE: TOMOTERAPIA

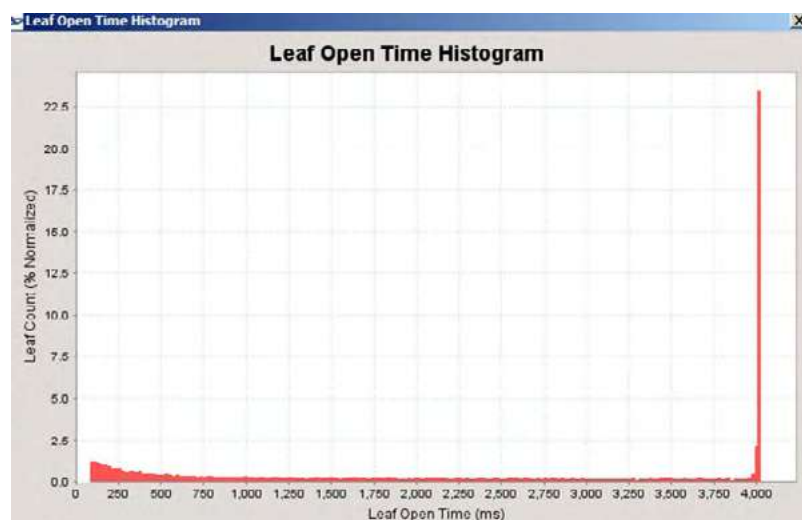
## INTRODUCCIÓN

Los tratamientos helicoidales en Tomoterapia administran las dosis al paciente con el gantry girando alrededor del paciente mientras avanza la camilla. Cada vuelta de gantry se divide en 51 proyecciones, en cada una de las cuales cada lámina permanecerá abierta una fracción del tiempo que dura dicha proyección.

En los planificadores de Tomoterapia podemos obtener unos histogramas que muestran el tiempo de apertura de las láminas para nuestra planificación, representándose en el eje x el tiempo de apertura en milisegundos, que va desde cero hasta el tiempo de proyección, y en el eje y el porcentaje de láminas abiertas esa fracción de tiempo.

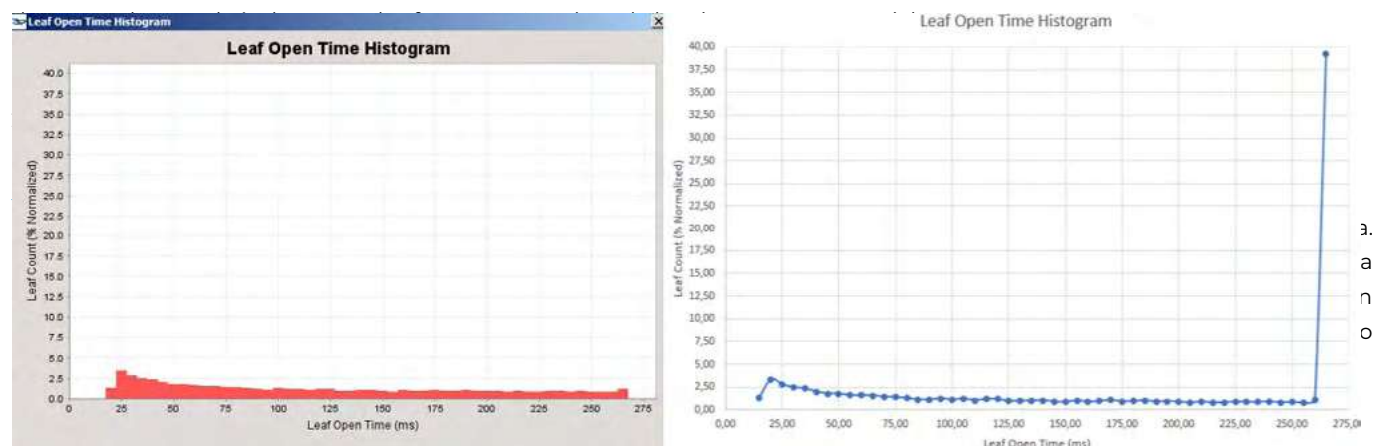
Por limitaciones mecánicas, al hacer el cálculo final se eliminan los tiempos de apertura de lámina que van de cero a 15 ms. Es habitual que el histograma muestre una barra en el tiempo coincidente con el tiempo de proyección, lo que se ha relacionado con resultados desfavorables en la verificación de los tratamientos. Una explicación podría ser que al coincidir el tiempo de apertura de lámina con el tiempo de la proyección, no dé tiempo a que la lámina se cierre entre una y otra proyección y parte de la dosis se imparta en la siguiente proyección.

En este estudio analizamos la relación entre el histograma obtenido y el resultado de las verificaciones.



## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha usado el planificador TomoHD™ Planning Station 5.1.1.6. con algoritmo de convolución/superposición y rejilla de 0.195x0.195 cm<sup>2</sup>. Para la verificación de los tratamientos se ha irradiado el plan con una TomoHD de Accuray sobre el maniquí ArcCheck



## DISCUSIÓN

Dado que la mayoría de los casos analizados presenta la barra en el histograma, aunque no se observe, y no hemos obtenido resultados desfavorables en las verificaciones de los tratamientos, podemos reducir el tiempo de planificación ya que no vemos necesario intentar reducir dicha barra variando la modulación del tratamiento.

## CONCLUSIONES

No se aprecia relación entre los tiempos de apertura de lámina próximos al tiempo de proyección y el resultado obtenido en la verificación de los tratamientos.



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> T. SANTOS ET AL, "ON THE COMPLEXITY OF HELICAL TOMOTHERAPY TREATMENT PLANS," J APPL CLIN MED PHYS 2020; 21:7:107-118

# INTEGRACIÓN EN EL FLUJO CLÍNICO DE PROTONTERAPIA DE SIMULACIONES MONTE CARLO EN LA PLATAFORMA TOPAS PARA CONTROL DE CALIDAD

Viñals Muñoz, A. (1); Cabello García, J. P. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (1); Pedrero de Aristizábal, D. (1); Aguilar Redondo, P. B. (1); Fayos-Solá Capilla, R. (1); Ramón García, C. (1); Delgado Rodríguez, J. M. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra

## INTRODUCCIÓN

El modelado de un acelerador en paralelo al modelo del planificador permite realizar verificaciones de pacientes, comparación de modelos y puesta en marcha de técnicas ahorrando medidas y por ende optimizando tiempo de máquina. En los últimos años se ha popularizado el uso de plataformas que utilizan cálculos mediante método Monte Carlo en el ámbito de la radioterapia como pueden ser TOPAS, GAMOS (Geant4), PRIMO, PENLINAC (PENELOPE), etc. La herramienta escogida para modelar el acelerador de nuestro centro es TOPAS [1] que utiliza librerías y algoritmos de cálculo de Geant4 que son llamadas con un lenguaje paramétrico sencillo de usar para usuarios del ámbito clínico sin experiencia en el manejo de C. En este trabajo se ha utilizado TOPAS para modelar nuestro acelerador de protones y se han comparado perfiles de dosis integrada en profundidad (IDDs) y perfiles de fluencia transversal (tamaño de spot) calculados con las medidas del comisionado con el fin de validar dicho modelo.

## MATERIAL Y MÉTODO

El acelerador disponible en nuestra instalación es un Hitachi ProBeat-CR que cuenta con un sincrotrón capaz de generar haces de protones a 98 energías diferentes que van desde 70.2 a 228.7 MeV. La entrega del haz se produce mediante un sistema Pencil Beam Scanning (PBS) de tal manera que se obtiene un haz modulado en el plano transversal a su propagación y en profundidad. En primera instancia HITACHI ha proporcionado la información para modelar los elementos pertenecientes al nozzle que perturban al haz como son las distintas cámaras de monitorización del haz, las dimensiones de la cámara de helio y distintas láminas. En segunda instancia se han hecho simulaciones para comparar IDDs y tamaño del spot en aire en isocentro de un subconjunto de energías con los datos de la emitancia que ha proporcionado HITACHI. Se comparan los parámetros del máximo del pico de Bragg y el R80 para las IDDs y la anchura a mitad de altura de los para los spots.

## RESULTADOS

La tabla 1 muestra una comparación entre los datos calculados con TOPAS y los datos medidos en el comisionado. Las energías que se muestran son 70.2y 228.7. Las simulaciones muestran buena concordancia entre los datos de las medidas del comisionado y los calculados en TOPAS.

|           | R80 TOPAS (cm) | R80 MEDIDA (cm) | FWHM TOPAS Y (mm) | FWHM MEDIDA Y (mm) | FWHM TOPAS X (mm) | FWHM MEDIDA X (mm) |
|-----------|----------------|-----------------|-------------------|--------------------|-------------------|--------------------|
| 228.7 MeV | 32.38          | 32.7            | 6.52              | 6.53               | 8.2               | 8.21               |
| 70.2 MeV  | 3.78           | 3.86            | 15.63             | 15.65              | 16.6              | 16.59              |

## CONCLUSIONES

Se muestran la validación de un modelo de haz de protones PBS hecho con la herramienta TOPAS con los datos del comisionado siendo el primer paso para la integración de dicho modelo en el ámbito clínico.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> PERL J, SHIN J, SCHUMANN J, FADDEGON B, PAGANETTI H. TOPAS: AN INNOVATIVE PROTON MONTE CARLO PLATFORM FOR RESEARCH AND CLINICAL APPLICATIONS. MED PHYS. 2012 Nov;39(11):6818-37. doi: 10.1118/1.4758060. PMID: 23127075; PMCID: PMC3493036.



## VERIQA VERSUS DOSECHECK EN SBRT DE PULMÓN PLANIFICADA CON PINNACLE

Pérez Pavón, J. (1); Gil Conde, M. (2); García Reyes, M. (1); Lupiani Castellanos, J. (1); Arrocha Acevedo, J. F. (1)

(1) Hospital Universitario de Jerez de la Frontera

### INTRODUCCIÓN

El informe del TG 219 de la AAPM sobre cálculo independiente de dosis en IMRT recomienda realizar este tipo de verificación para cada plan de IMRT/VMAT. Es sabido que cuando se comparan distintos algoritmos de cálculo, es esperable encontrar cierto desacuerdo ante la presencia de heterogeneidades y campos pequeños.

En este trabajo se estudian los resultados de la verificación del sistema de planificación Pinnacle, de tipo superposición/convolución, con los algoritmos de cálculo redundante VERIQA de PTW (tipo Monte Carlo) y DoseCHECK de Sun Nuclear Corporation (tipo superposición/convolución) en el caso de pacientes de SBRT de pulmón tratados con VMAT.

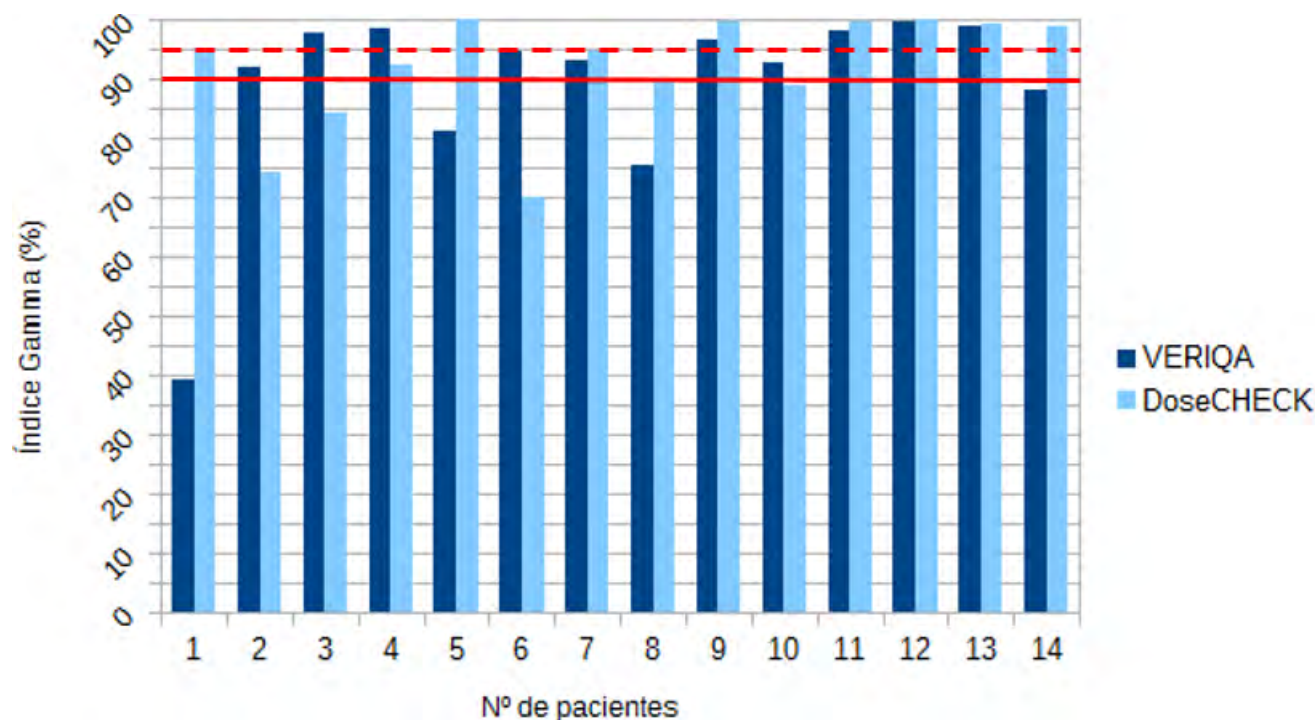
### MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado el cálculo independiente con los dos algoritmos mencionados en 14 planes de SBRT de pulmón, correspondientes a pacientes tratados en el Hospital de Jerez en el último trimestre de 2022. La técnica de planificación empleada ha sido VMAT con energía 6 MV FFF en un acelerador Truebeam Millenium 120.

Se ha evaluado el índice gamma dentro del PTV siguiendo el criterio 3%-2 mm global que recomienda el TG 219 y se ha comparado la dosis media en PTV calculada por Pinnacle con la calculada por los algoritmos de cálculo redundante.

### RESULTADOS

El histograma presenta el índice gamma obtenido al comparar cada uno de los dos software de cálculo redundante (VERIQA y DoseCHECK) con Pinnacle. En la tabla se muestra el error relativo de la dosis media del PTV calculada por Pinnacle con respecto a la calculada por dos algoritmos.



| N.º paciente | Error Relativo Dmedia (%) |           |
|--------------|---------------------------|-----------|
|              | VERIQA                    | DoseCHECK |
| 1            | -4,25                     | -0,3      |
| 2            | -2,2                      | -3        |
| 12           | -1,8                      | -2,5      |
| 3            | -1,36                     | -2,4      |
| 4            | -2,3                      | -1,4      |
| 5            | -2,5                      | -3,2      |
| 6            | -2,3                      | -2,5      |
| 7            | -2,05                     | -2,2      |
| 8            | -1,9                      | -1,2      |
| 9            | -2,05                     | -2,3      |
| 10           | -1,32                     | -2        |
| 11           | -1,34                     | -1,2      |
| 13           | -1,8                      | -1,5      |
| 14           | -2,1                      | -1,1      |

## DISCUSIÓN

Si bien esperábamos encontrar un mayor acuerdo entre Pinnacle y DoseCHECK por ser sus algoritmos del mismo tipo, no sucede así en todos los casos analizados, pues en algunos el Monte Carlo arroja un resultado más parecido al de Pinnacle. Lo que sí se observa en el cálculo secundario de ambos algoritmos, es que la dosis media en PTV es sistemáticamente menor a la que calcula Pinnacle. Esta característica se observa en todos los casos analizados.

## CONCLUSIÓN

Los resultados de este estudio ofrecen la posibilidad de que Pinnacle sobreestime la dosis en PTV en el caso de SBRT de pulmón. Esta hipótesis debería ser confirmada con una estadística de mayor número de pacientes, así como contrastada con medidas experimentales.



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REPORT OF AAPM TASK GROUP 219 ON INDEPENDENT CALCULATION-BASED DOSE/MU VERIFICATION FOR IMRT

## EXPERIENCIA INICIAL EN EL CÁLCULO SECUNDARIO DE SBRT CON VERIQA

Gil Conde, M. (1); Pérez Pavón, J. (1); García Reyes, M. (1); Lupiani Castellanos, J. (1); Arrocha Acevedo, J. F. (1)

(1) Hospital Universitario de Jerez de la Frontera

## INTRODUCCIÓN

En el hospital Universitario de Jerez de la Frontera estamos empezando a protocolarizar el uso del sistema de cálculo redundante VERIQA para todos los planes de VMAT, tal y como recomienda el TG 219 de la AAPM. Como sabemos, cuando se comparan distintos algoritmos de cálculo puede haber discrepancias en el caso de planificaciones complejas, con presencia de heterogeneidades y en las que se usen campos pequeños, es por lo que se ha decidido ir haciendo un registro de algunos datos relevantes.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza el cálculo independiente de 14 planes de SBRT de pulmón y 12 de SBRT de tejido blando usando el software VERIQA de PTW (cuyo algoritmo de cálculo es tipo Montecarlo) y se hace una comparativa con los planes hechos con Pinnacle (de algoritmo tipo superposición/convolución). Para ello se evalúa el índice gamma dentro del PTV utilizando un criterio 3% 2mm global (recomendado por el TG 219) y se hace una comparativa de la dosis media del PTV calculada con Pinnacle y con VERIQA.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Vemos que los planes correspondientes a pulmón el índice gamma es mucho más pobre que en los correspondientes a SBRT de tejido blando, lo cual tiene sentido ya que las primeras presentan muchas más heterogeneidades.

| Intervalo<br>gamma | SBRT Pulmón       |                   |                   | SBRT Tejido Blando |                   |                   |
|--------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------------|-------------------|-------------------|
|                    | Frecuencia        |                   |                   |                    |                   |                   |
|                    | 3% - 3 mm<br>loc. | 2% - 2 mm<br>loc. | 3% - 2mm<br>glob. | 3% - 3 mm<br>loc.  | 2% - 2 mm<br>loc. | 3% - 2mm<br>glob. |
| >97,5 %            | 7                 | 0                 | 5                 | 8                  | 3                 | 12                |
| [95% , 97,5%]      | 3                 | 0                 | 1                 | 0                  | 2                 | 0                 |
| [90% , 95%]        | 0                 | 1                 | 4                 | 0                  | 3                 | 0                 |
| [80% , 90%]        | 2                 | 2                 | 2                 | 0                  | 1                 | 0                 |
| <80%               | 1                 | 10                | 2                 | 0                  | 0                 | 0                 |





|              | SBRT Tejido Blando    | SBRT Pulmón |
|--------------|-----------------------|-------------|
| N.º paciente | Error Relativo Dmedia |             |
| 1            | -0,91                 | -4,25       |
| 2            | 0                     | -2,2        |
| 3            | -0,13                 | -1,2        |
| 4            | -1,42                 | -1,36       |
| 5            | -1,16                 | -2,3        |
| 6            | -0,82                 | -2,5        |
| 7            | -1,32                 | -2,3        |
| 8            | -0,69                 | -2,05       |
| 9            | -1,39                 | -1,9        |
| 10           | -1,24                 | -2,05       |
| 11           | -1,21                 | -1,32       |
| 12           | -0,97                 | -1,34       |
| 13           | ---                   | -1,8        |
| 14           | ---                   | -2,1        |

## CONCLUSIÓN

Los resultados de este estudio nos están mostrando que tanto para SBRT de pulmón como para tejido blando la dosis media en PTV es menor en la planificación que en el cálculo reduciendo, lo cual puede hacer pensar que el algoritmo usado por Pinnacle infradosifica. Es una conclusión aventurada por lo que se recomienda seguir con el estudio y comprobarlo de manera experimental. También vemos que el cálculo en el caso de medios heterogéneos es muy variable por lo que es necesario tener un gran número de pacientes para así establecer unas tolerancias.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REPORT OF AAPM TASK GROUP 219 ON INDEPENDENT CALCULATION-BASED DOSE/MU VERIFICATION FOR IMR

## ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DEL CAMBIO INTER-INTRA-FRACCIÓN

### SPINE STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY UTILIZING BODY-FIX DUAL VACUUM IMMOBILIZATION SYSTEM: INTRAFRACTION MOTION ANALYSIS

Lado Cacheiro, L. (1); Fandiño, J. M. (1); Gesto, C. (1); Guiu, J. (1); Parra, V. (1); Soto, M. (1); Fernández, C. (1)  
(1) Centro Oncológico de Galicia

PALABRAS CLAVE: IGRT, SPINAL SBRT, BODY-FIX

#### PURPOSE/OBJECTIVE(S)

This study aimed to assess intra-fraction motion using cone beam computed tomography (CBCT) for spine SBRT patients treated using the Body-FIX dual vacuum immobilization device.



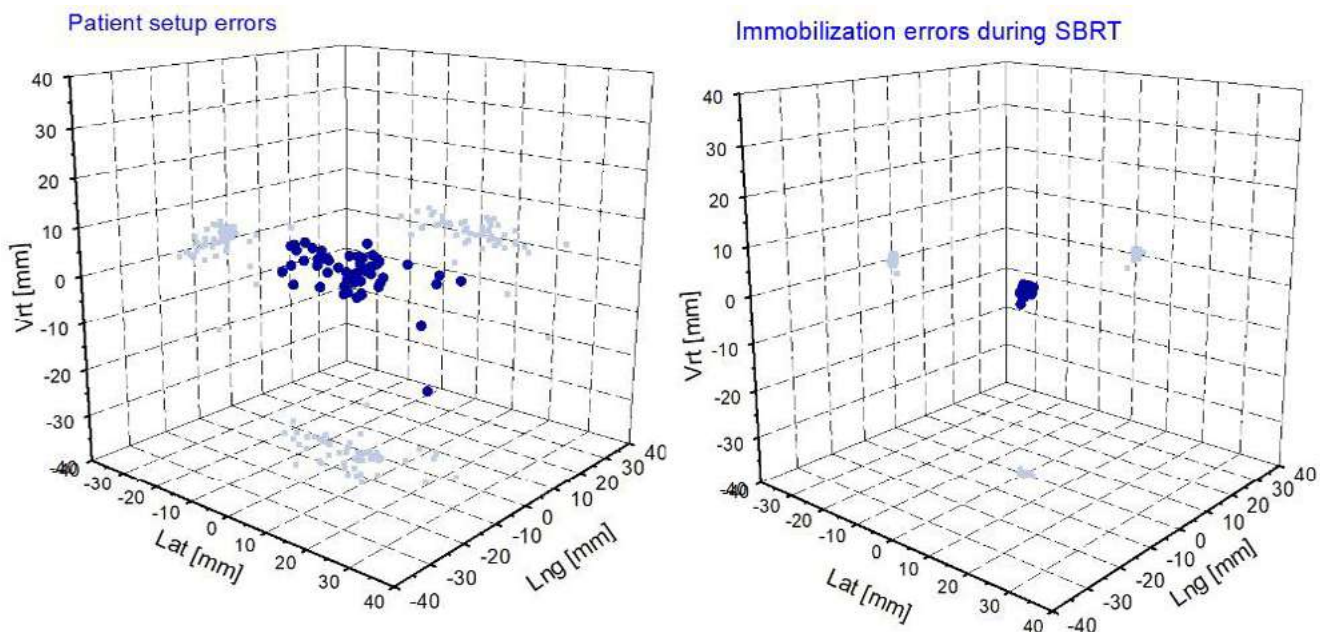
## MATERIALS/METHODS

We identified 31 patients (53 treatments) with spinal metastasis treated with Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) and the Body-FIX dual vacuum immobilization system for thoracic (T) and lumbar (L) spine lesions. SBRT was delivered using a Varian trueBEAM machine with a robotic PerfectPitch table. A total of 102 CBCT scans before and after treatment were recorded to determine the uncertainties. The initial CBCT was registered with the planning CT scan to obtain patient setup errors. A second CBCT was obtained at completion of SBRT, which would provide data on immobilization errors during SBRT. Patient translational and rotational positioning data were recorded to calculate means and standard deviations (SD) for residual setup errors and intrafraction motion.

## RESULTS

The initial CBCT verification images acquired after setup, but prior to treatment, illustrate the residual setup error (Figure 1a). Mean displacements for the translations in the x (lateral or medial-lateral), y (vertical or anterior-posterior) and z (longitudinal or cranial-caudal) directions were  $7.4 \pm 6.2$ ,  $2.2 \pm 3.3$  and  $4.4 \pm 4.3$  mm. The corresponding mean angles for the rotations in the x (pitch), y (yaw) and z (roll) directions were  $0.6 \pm 0.7$ ,  $0.8 \pm 0.7$  and  $1.0 \pm 0.9$ °. The mean time ( $\pm$  SD) between the setup and final post treatment CBCT verification imaging was  $8.5 \pm 2$  minutes. For the post-treatment CBCT images (Figure 1b), there were slightly lower mean values of  $0.5 \pm 0.5$ ,  $0.5 \pm 0.6$  and  $0.4 \pm 0.3$  mm for the translations and

$0.1 \pm 0.2$ ,  $0.2 \pm 0.3$  and  $0.2 \pm 0.2$ ° for the rotations.



## CONCLUSIONS

These data demonstrate that with the Body-FIX dual-vacuum immobilization system plus the robotic couch and the CBCT we are capable of localizing the patient to within 0.9 mm and 0.4 degrees. The SD of all translations was 0.7 mm, yielding a 95% confidence interval of 2.3 mm (Table 1); so we justify a 2-mm margin for the planning OAR and target volume.

|             | Patient setup errors |                   | Intrafraction motion |                   |
|-------------|----------------------|-------------------|----------------------|-------------------|
|             | 3D variation         | Angular variation | 3D variation         | Angular variation |
| <b>Mean</b> | 9,5 mm               | 1,6°              | 0,9 mm               | 0,4°              |
| <b>SD</b>   | 6,6 mm               | 1,1°              | 0,7 mm               | 0,3°              |

Also small positioning errors in vertical direction after the initial CBCT setup were observed, with 90% occurring within 1.4 mm and 95% within 1.6 mm. Consequently a 1.5 mm margin, which incorporates the residual setup error and intrafraction motion, is now used to generate the planning organ at risk volume (PRV) for the spinal cord.



## EVALUACIÓN DE LOS EFECTOS DEL ACELERADOR SOBRE EL SISTEMA DE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE ALIGNRT

Chamorro Serrano, P. (1); Hernández González, D. (1); Simón de Blas, R. (1); Castro Tejero, P. (1); Roch González, M. (1); Honorato Hernández, S. (1); Paradela Díaz, G. (1); Rosado del Castillo, R. (1); García Castañón, P. (1); Prieto Martín, C. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa

### INTRODUCCIÓN

La radioterapia guiada por superficie (SGRT) consiste en la detección de la superficie del paciente a través de sistemas no invasivos. AlignRT es un sistema de SGRT capaz de monitorizar la superficie del paciente mediante la proyección y reflexión de luz, y consta de varios dispositivos de seguimiento instalados en el interior de la sala de tratamiento. Cada dispositivo tiene un proyector de luz y dos cámaras. Este sistema tiene diversas funciones, entre las que se encuentra la capacidad para realizar un seguimiento intrafracción, interrumpiendo el haz en caso de que se detecten desplazamientos del paciente que excedan las tolerancias prefijadas por el usuario. Al incorporar un sistema de SGRT, es

importante evaluar los posibles efectos del acelerador lineal sobre su funcionamiento<sup>1,2</sup>. En el caso de AlignRT, las cámaras de los dispositivos laterales pueden quedar obstruidas por el gantry, el EPID o el sistema de imagen de kV, para determinados ángulos de giro, dando lugar a que los desplazamientos mostrados por el sistema de SGRT dejen de ser fiables. En este trabajo se describe un método para evaluar estos efectos y se analizan los resultados obtenidos.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para evaluar el impacto de la obstrucción de las cámaras se utilizó el maniquí antropomórfico proporcionado por el fabricante y se generaron varios planes idénticos consistentes en un arco completo conformado, pero variando en cada caso el isocentro y la localización a tratar. Al administrar el tratamiento se pudieron monitorizar las translaciones y rotaciones, y analizar su variación en función del ángulo de gantry. Cada uno de los planes se administró con el portal retraído y desplegado.

Para cada variable monitorizada se determinó la máxima variación en valor absoluto. Estos datos se compararon con los resultados de la variabilidad intrafracción del sistema, obtenida a partir de la monitorización de las translaciones y rotaciones durante un tiempo de 60 minutos<sup>1</sup>.



## RESULTADOS

En la figura 1 se muestra la variación de las translaciones y rotaciones monitorizados por el sistema AlignRT en función del ángulo de gantry. También se han representado los resultados de la variabilidad intrafracción del sistema.

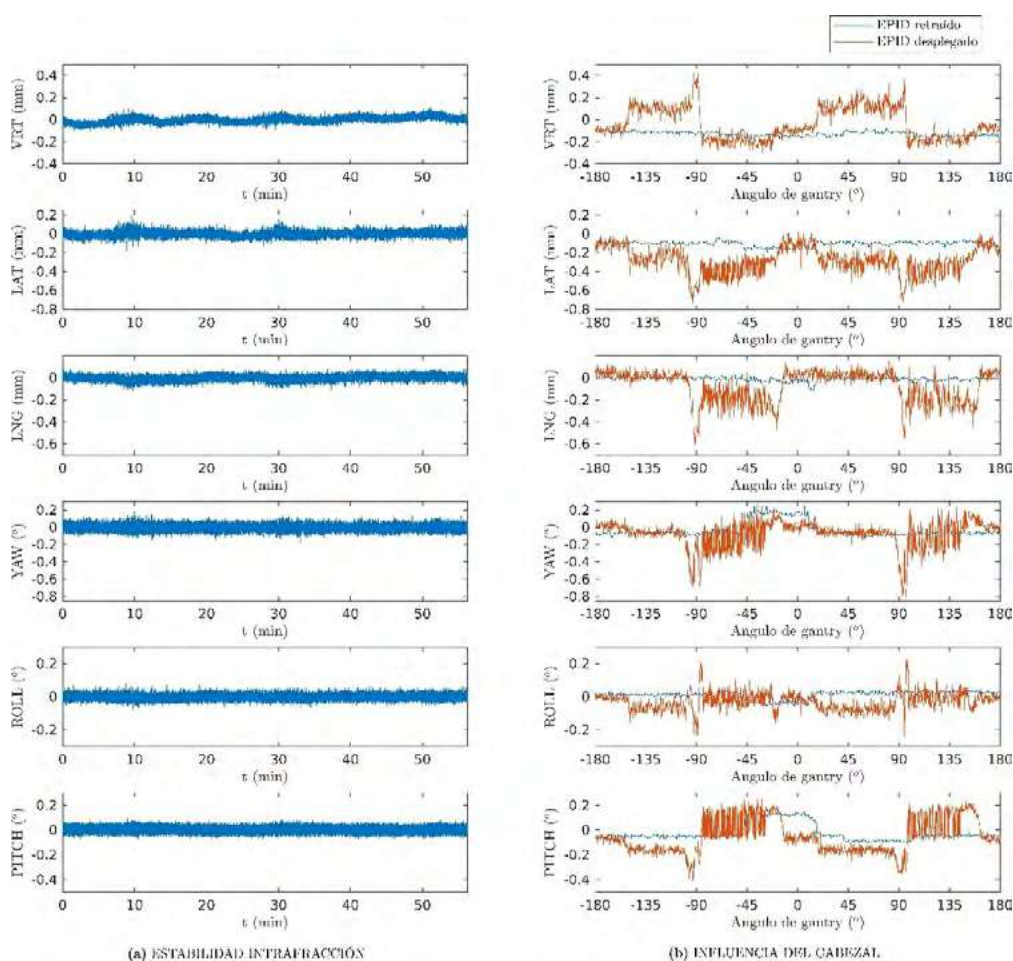


FIGURA 1: Variabilidad de los desplazamientos y las rotaciones en función del tiempo (estabilidad intrafracción) y del ángulo de gantry (influencia del cabezal).

La siguiente tabla muestra las máximas desviaciones en valor absoluto obtenidas para cada variable:

|              | Variabilidad intrafracción | EPID retraído | EPID desplegado |
|--------------|----------------------------|---------------|-----------------|
| <b>VRT</b>   | 0.21 mm                    | 0.09 mm       | 0.72 mm         |
| <b>LAT</b>   | 0.39 mm                    | 0.15 mm       | 0.75 mm         |
| <b>LNG</b>   | 0.21 mm                    | 0.13 mm       | 0.76 mm         |
| <b>YAW</b>   | 0.38 °                     | 0.37 °        | 1.08 °          |
| <b>ROLL</b>  | 0.16 °                     | 0.10 °        | 0.46 °          |
| <b>PITCH</b> | 0.18 °                     | 0.25 °        | 0.67 °          |

TABLA 1: Máxima desviación de las variables representadas en la figura 1.

## DISCUSIÓN

Con el EPID retraído, el impacto no es muy grande, pues las máximas variaciones son similares a la variabilidad intrafracción del sistema. Sin embargo, con el EPID desplegado, el impacto es mayor, pues en este caso las máximas variaciones sí superan a las obtenidas en las estabilidad intrafracción.



## CONCLUSIONES

A la vista de estos resultados, no se deberían establecer tolerancias inferiores a las variaciones máximas encontradas, pues por debajo de estos valores no se puede distinguir entre un movimiento del paciente o una fluctuación del sistema debida a la obstrucción de algunas de las cámaras.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> RODRÍGUEZ ROMERO, R., ZUCCA APARICIO, D., DE LA CASA DE JULIÁN, M. ÁNGEL., DÍAZ PASCUAL, V., GONZÁLEZ VECÍN, I., JORDI OLLERO, O., & BARBÉS FERNÁNDEZ, B. (2022). INFORME DEL GRUPO DE TRABAJO DE LA SEFM SOBRE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE (SGRT): PROCEDIMIENTOS RECOMENDADOS PARA LA ACEPTACIÓN Y PUESTA EN FUNCIONAMIENTO. REVISTA DE FÍSICA MÉDICA, 23(1), 45–80. [HTTPS://DOI.ORG/10.37004/SEFM/2022.23.1.003](https://doi.org/10.37004/sefm/2022.23.1.003)
- <sup>2</sup> WILLOUGHBY, T., LEHMANN, J., BENCOMO, J.A., JANI, S.K., SANTANAM, L., SETHI, A., SOLBERG, T.D., TOMÉ, W.A. AND WALDRON, T.J. (2012), QUALITY ASSURANCE FOR NONRADIOGRAPHIC RADIOTHERAPY LOCALIZATION AND POSITIONING SYSTEMS: REPORT OF TASK GROUP 147. MED. PHYS., 39: 1728-1747. [HTTPS://DOI.ORG/10.1118/1.3681967](https://doi.org/10.1118/1.3681967)

# CÁLCULO DE LOS MÁRGENES CTV-PTV A PARTIR DE IMÁGENES DE CBCT EN RADIOTERAPIA

Sánchez Casi, M. (1); Jiménez Puertas, S. (1); Castro Moreno, R. (1); Gonzalez Rodríguez, A. (1); Font Gómez, J. A. (1); Villa Gazulla, D. (1); Gandía Martínez, A. (1); Lozares Cordero, S. (1); Díez Chamarro, J. (1); Hernández Hernández, M. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet

## INTRODUCCIÓN

El error de posicionamiento del paciente se tiene en cuenta en la planificación del tratamiento de radioterapia añadiendo un margen al CTV (PTV). Evaluando la incertidumbre geométrica asociada al tratamiento en nuestro centro, se pueden calcular dichos márgenes.

En este estudio se determinan los errores de posicionamiento a partir de CBCT inter-fracción y los márgenes CTV-PTV en tratamientos VMAT, y se comparan con los publicados.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se eligen retrospectivamente 55 pacientes, con localizaciones en próstata (10 pacientes, 60 CBCT), pelvis (25 pacientes, 520 CBCT) y cabeza y cuello (CyC) (20 pacientes, 565 CBCT).

A partir del valor promedio de los desplazamientos en cada dirección, longitudinal, lateral y vertical, se obtienen el error medio total (M), el error sistemático ( $\Sigma$ ) y el error aleatorio ( $\sigma$ ), para cada localización [1]. El margen CTV-PTV se calcula con la ecuación de van Herk [2]:  $mptv = 2,5\Sigma + 0,7\sigma$ .

Inmovilizaciones:

- Próstata y pelvis: Apoyo rodillas.
- CyC: Máscara termoplástica.

## RESULTADOS

TABLA 1: Valores del error medio total (M), error sistemático de posicionamiento ( $\Sigma$ ) y error aleatorio de posicionamiento ( $\sigma$ ).

| Localización | M (mm) |      |      | $\Sigma$ (mm) |     |     | $\sigma$ (mm) |     |     |
|--------------|--------|------|------|---------------|-----|-----|---------------|-----|-----|
|              | LNG    | LAT  | VRT  | LNG           | LAT | VRT | LNG           | LAT | VRT |
| Próstata     | 1,4    | -0,1 | 0,0  | 2,5           | 2,8 | 3,9 | 3,2           | 4,4 | 3,1 |
| Pelvis       | 0,1    | 0,8  | -0,4 | 3,9           | 2,7 | 3,1 | 3,6           | 3,3 | 3,6 |
| CyC          | -0,3   | -0,1 | 0,5  | 1,5           | 2,7 | 2,4 | 2,3           | 2,7 | 3,1 |



TABLA 2: Márgenes CTV-PTV calculados.

| Localización | Margen (mm) |      |       |
|--------------|-------------|------|-------|
|              | LNG         | LAT  | VRT   |
| Próstata     | 8,48        | 9,98 | 11,82 |
| Pelvis       | 12,31       | 9,13 | 10,24 |
| CyC          | 5,45        | 8,63 | 8,15  |

## DISCUSIÓN

Los valores de  $M$ ,  $\Sigma$  y  $\sigma$  son menores a 5mm, y los márgenes CTV-PTV del orden de 1 cm. A pesar de no usarse exactamente los mismos inmovilizadores ni las mismas técnicas de control de respiración que en la literatura [3], nuestros valores son del orden de los publicados.

Los márgenes CTV-PTV obtenidos son mayores en localizaciones de pelvis, asociados a un mayor error de  $\Sigma$ ; ambos en longitudinal. En CyC se obtiene un margen del orden de 5mm en longitudinal, por lo que se podría reducir el margen en dicha dirección. Mesías et al. [3] obtiene un margen del orden de 6mm en las tres direcciones para CyC, lo que indica que existe margen de mejora en la dirección lateral y vertical en nuestro centro. Para pelvis obtienen un margen del orden de 1cm, siendo ligeramente superior en la dirección vertical; valores similares a los de este estudio. Para próstata, nuestros resultados coinciden con los publicados.

## CONCLUSIONES

Los errores de posicionamiento son menores de 5 mm en todos los casos, y los márgenes de seguridad del orden de 1 cm, consistentes con los publicados, validando la técnica del HUMS.

Se recomienda ampliar este estudio incluyendo la cuantificación de nuevos errores y/o ampliando a otras localizaciones de tratamiento. Los resultados de este trabajo no son extrapolables a otros centros.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY. GEOMETRIC UNCERTAINTIES IN RADIOTHERAPY: DEFINING THE PLANNING TARGET VOLUME. ISBN: 0-905749-53-7.
- <sup>2</sup> M. VAN HERK. ERRORS AND MARGINS IN RADIOTHERAPY. DOI: 10.1053/j.semradonc.2003.10.003.
- <sup>3</sup> M. CUBILLOS MESÍAS, J. BODA-HEGGEMANN, J. THOELKING, F. LOHR, F. WENZ, H. WERTZ. QUANTIFICATION AND ASSESSMENT OF INTERFRACTION SETUP ERRORS BASED ON CONE BEAM CT AND DETERMINATION OF SAFETY MARGINS FOR RADIOTHERAPY. DOI: 10.1371/JOURNAL.PONE.0150326.

# ANÁLISIS DE POSIBLES TENDENCIAS TEMPORALES EN EL POSICIONAMIENTO PRE-TRATAMIENTO CON CBCT

Sánchez Casi, M. (1); Jiménez Puertas, S. (1); Castro Moreno, R. (1); Gonzalez Rodríguez, A. (1); Font Gómez, J. A. (1); Villa Gazulla, D. (1); Gandía Martínez, A. (1); Lozares Cordero, S. (1); Díez Chamarro, J. (1); Hernández Hernández, M. (1)  
(1) Hospital Universitario Miguel Servet

## INTRODUCCIÓN

Se analizan tendencias temporales de desplazamientos pre-tratamiento para cada sesión de radioterapia.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se eligen retrospectivamente CBCTs de 55 pacientes, con localizaciones: 10 próstata, 25 pelvis y 20 cabeza y cuello.

Los desplazamientos según dirección (mm), longitudinal (LNG), lateral (LAT) y vertical (VRT), se ajustan a una recta en función del tiempo (días) mediante regresión lineal. Se analiza si la pendiente (m) del ajuste es estadísticamente significativa con una prueba t-Student y niveles de significancia  $\alpha = 0,05$  y  $\alpha = 0,15$ .

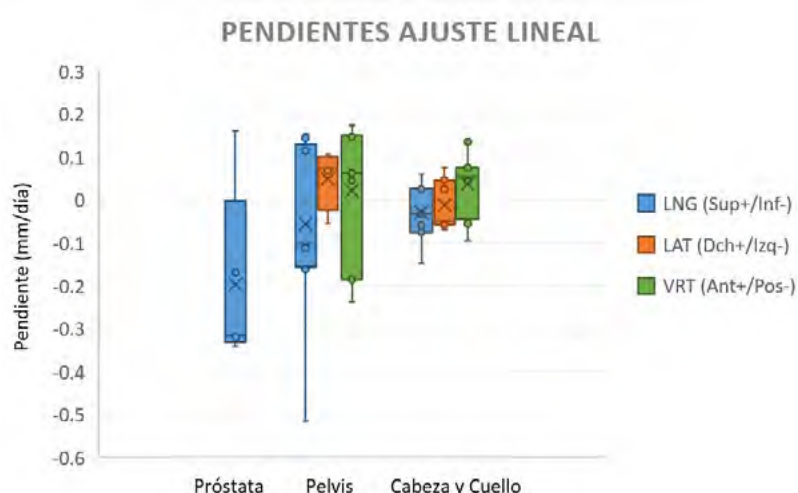
## RESULTADOS

Resultados estadísticamente significativos según localización (FIGURA 1):





- Próstata:
  - LNG: 1/10 pacientes ( $p < 0,05$ ) y 5/10 [ $p < 0,15$ ; 4/5 con pendiente media negativa ( $m = -0,196$  mm/día)].
  - LAT: 1/10 pacientes ( $p < 0,05$ ;  $m = 0,348$  mm/día).
  - 1/10 pacientes con tendencias en dos direcciones LNG y LAT.
- Pelvis:
  - LNG: 4/25 pacientes ( $p < 0,05$ ) y 9/25 [ $p < 0,15$ ; 5/9 con pendiente media negativa ( $m = -0,056$  mm/día)].
  - LAT: 2/25 pacientes ( $p < 0,05$ ) y 4/25 [ $p < 0,15$ ; 3/4 con pendiente media positiva ( $m = 0,029$  mm/día)].
  - VRT: 3/25 pacientes ( $p < 0,05$ ) y 7/25 [ $p < 0,15$ ; 5/7 con pendiente media positiva ( $m = 0,050$  mm/día)].
  - 4/25 pacientes con tendencias en dos direcciones (2 en LNG y VRT, 1 en LAT y VRT, y 1 en LNG y LAT) y 1/25 en tres direcciones.
- Cabeza y Cuello:
  - LNG: 3/20 pacientes ( $p < 0,05$ ) y 7/20 [ $p < 0,15$ ; 4/7 con pendiente media negativa ( $m = -0,029$  mm/día)].
  - LAT: 4/20 pacientes ( $p < 0,05$ ) y 7/20 [ $p < 0,15$ ; 4/7 con pendiente media negativa ( $m = -0,011$  mm/día)].
  - VRT: 8/20 pacientes ( $p < 0,05$ ) y 10/20 [ $p < 0,15$ ; 7/10 con pendiente media positiva ( $m = 0,087$  mm/día)].
  - 6/20 pacientes con tendencias en dos direcciones (3 en LNG y VRT, 2 en VRT y LAT, y 1 en LNG y LAT) y 1/20 en tres direcciones.



## DISCUSIÓN

El 50% de los pacientes de próstata, el 56% de pelvis y el 85 % de cabeza y cuello, presentan tendencias temporales.

A diferencia de lo publicado en la literatura, sólo se ha encontrado una tendencia temporal estadísticamente significativa en la dirección LNG para próstata [1], y ninguna en el resto de direcciones [2]. Cabe destacar la diferencia del nivel de significancia elegido en ambas publicaciones  $\alpha < 0,05$ , respecto al de este trabajo  $\alpha < 0,15$ . En cabeza y cuello, resultan estadísticamente significativas las tres direcciones, coincidiendo en la dirección LNG con la literatura [3].

Dentro de la variabilidad de los resultados, destaca el agrupamiento de las tendencias temporales en las tres direcciones en cabeza y cuello, lo que puede indicar una variación de la morfología del paciente durante el tratamiento a pesar de la inmovilización de la máscara y sin una dirección privilegiada.

## CONCLUSIONES

Se han encontrado tendencias temporales en todas las localizaciones estudiadas, destacando la componente LNG en todas, y las tres direcciones en cabeza y cuello. En el caso de no posicionar al paciente con imagen diaria, es necesario recurrir a protocolos que corrijan estas tendencias temporales, o bien tenerlo en cuenta en los márgenes CTV-PTV.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> J. HANLEY, M. A. LUMLEY, G. S. MAGERAS, J. SUN, M. J. ZELEFSKY, S. A. LEIBEL, Z. FUKE, G. J. KUTCHER. MEASUREMENT OF PATIENT POSITIONING ERRORS IN THREE DIMENSIONAL CONFORMAL RADIOTHERAPY. DOI: 10.1016/S0360-3016(96)00526-3.
- <sup>2</sup> ALI A. H. EL-GAYED, A. BEL, R. VIJLBRIEF, H. BARTELINK, J.V. LEBESQUE. TIME TREND OF PATIENT SETUP DEVIATIONS DURING PELVIC IRRADIATION USING ELECTRONIC PORTAL IMAGING. DOI: 10.1016/0167-8140(93)90098-S.
- <sup>3</sup> A. GANGSAAS, E. ASTREINIDOU, S. QUINT, P. C. LEVENDAG, B. HEIJMEN. CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY-GUIDED POSITIONING OF LARYNGEAL CANCER PATIENTS WITH LARGE INTERFRACTION TIME TRENDS IN SETUP AND NONRIGID ANATOMY VARIATIONS. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2013.06.2032.

## MÉTODO DE ENTRENAMIENTO Y VERIFICACIÓN DEL POSICIONAMIENTO EN LA TÉCNICA DE DIBH

Martin Albina, M. L. (1); Pizarro Trigo, F. (1); Nuñez Martínez, L. M. D. R. (1); Morillas Ruíz, J. (1); Sánchez Jiménez, J. (1); Bengoechea Álvaro, D. (1); Cepas Arroyo, T. (1); Pérez Urbón, I. (1); Zaballos Carrera, S. (1)  
(1) Hospital Universitario de Burgos

PALABRAS CLAVE: INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA, DIBH, SGRT

## INTRODUCCIÓN

El tratamiento de radioterapia de mama izquierda mediante la técnica de inspiración profunda mantenida (en adelante DIBH) presenta en general beneficios dosimétricos significativos para el corazón y la arteria coronaria descendente anterior izquierda.

La reproducibilidad del posicionamiento de la paciente, en respiración libre (RL) como en DIBH, juega un papel fundamental en el éxito de dicha técnica. De aquí la importancia de la formación y entrenamiento de la paciente previos a la simulación.

En este trabajo se describe el procedimiento recientemente implementado en nuestro centro para el entrenamiento de las pacientes así como los resultados preliminares.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La monitorización de la paciente en RL y DIBH se realiza mediante un sistema de radioterapia guiada por superficie (SGRT) de VisionRT. Este sistema tiene 3 cámaras 3D (ubicadas en el frente y ambos laterales de la mesa) en el acelerador y 1 cámara 3D en el frente en el TC-simulador. Solamente en el acelerador, disponemos de una pantalla para que la paciente visualice en tiempo real si se encuentra en la posición correcta.

Para el entrenamiento se explica a la paciente la forma adecuada de respirar, elevando únicamente el tórax y sin arquear la espalda ni realizar otras rotaciones. Se coloca a la paciente en la posición de simulación y tratamiento.

Inicialmente el entrenamiento se realizaba en el TC-simulador. Debido a problemas de reproducibilidad respecto a la superficie de referencia obtenida en simulación que se producían en el posicionamiento diario en el acelerador, se empezó a realizar dicho entrenamiento en el propio acelerador. Para ello se captura una superficie de referencia de la paciente en RL y otra en DIBH cuando la paciente ha inspirado hasta que su traslación vertical respecto a RL es de 8-10 mm. En ambas superficies se pinta una región de interés en la mama izquierda. Se pide a la paciente que pase repetidas veces de una posición a otra, realizando una apnea en posición DIBH durante 20-25 segundos.

Seguidamente se pasa al TC-simulador donde la paciente debe reproducir ambos posicionamientos para realizar un TC en RL y otro en DIBH.

## RESULTADOS

El posicionamiento de las pacientes en RL y DIBH se consigue reproducir con una precisión inferior a 2 mm en traslaciones y a 2° en rotaciones.

## DISCUSIÓN

La mejora de los resultados se debe a que con el nuevo método obtenemos información de la diferencia de la posición de la paciente respecto a la de referencia de traslación en los 3 ejes y 3 rotaciones (FIGURA 1). Con el método inicial, dicha información se limitaba a la diferencia en el eje vertical (FIGURA 2).



Figural



Figura2

## CONCLUSIONES

El nuevo procedimiento es sencillo de implementar y permite controlar con gran precisión y corregir si es necesario la posición de la paciente antes de realizar el TC de simulación. Ésto ha supuesto una mejora en la reproducibilidad del posicionamiento de la paciente en la sesiones de tratamiento, reduciendo el tiempo de maquina y mejorando globalmente la calidad del mismo.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BERGOM C, CURREY A, DESAI N, TAI A, STRAUSS JB. DEEP INSPIRATION BREATH HOLD: TECHNIQUES AND ADVANTAGES FOR CARDIAC SPARING DURING BREAST CANCER IRRADIATION. FRONT ONCOL. 2018 APR 4;8:87. DOI: 10.3389/FONC.2018.00087. PMID: 29670854; PMCID: PMC5893752.
- <sup>2</sup> VUONG W, GARG R, BOURGEOIS DJ, YU S, SEHGAL V, DAROUI P. DOSIMETRIC COMPARISON OF DEEP-INSPIRATION BREATH-HOLD AND FREE-BREATHING TREATMENT DELIVERY TECHNIQUES FOR LEFT-SIDED BREAST CANCER USING 3D SURFACE TRACKING. MED DOSIM. 2019 AUTUMN;44(3):193-198. DOI: 10.1016/J.MEDDOS.2018.06.002. EPUB 2018 AUG 3. PMID: 30078605.
- <sup>3</sup> SMYTH LM, KNIGHT KA, AARONS YK, WASIAK J. THE CARDIAC DOSE-SPARING BENEFITS OF DEEP INSPIRATION BREATH-HOLD IN LEFT BREAST IRRADIATION: A SYSTEMATIC REVIEW. J MED RADIAT SCI. 2015 MAR;62(1):66-73. DOI: 10.1002/JMRS.89. EPUB 2015 JAN 7. PMID: 26229669; PMCID: PMC4364808.



# PATRONES DE MOVIMIENTO PARA TRACKING (SYNCHRONY) EN TOMOTERAPIA

García Baltar, J. A. (1); Sedano Ferreras, P. (1)  
(1) HC Marbella International Hospital

PALABRAS CLAVE: PATRONES DE MOVIMIENTO, TRACKING, SYNCHRONY, TOMOTERAPIA

## INTRODUCCIÓN

En las pruebas de aceptación, y al implantar los controles de calidad de un sistema de tracking (Synchrony®) en tomoterapia, surge la duda de si los patrones de movimiento propuestos por el fabricante son adecuados para evaluar el desempeño del sistema con dichos patrones emulando el movimiento del paciente. Debido a lo poco que se ha podido encontrar en la literatura, parece oportuno revisarlo, para comprobar si los movimientos emulados incluyen los reales.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza un equipo de tomoterapia de última generación, Radixact 2.0 con Synchrony. Se extraen los datos de todos los tratamientos y fracciones impartidas con dicho sistema, tanto en el modo de trabajo fiducial puro como en el modo respiratorio, que son los dos patrones que se estudiarán, en amplitud y forma. El sistema posee una cámara de visión óptica para observar el patrón respiratorio real, y un sistema de RX a 90° para verificar la posición de los fiduciales o el volumen de tratamiento. Se analiza cualitativa y cuantitativamente estos patrones extraídos para poder estudiar la forma y los períodos y amplitudes de movimiento observados.

## RESULTADOS

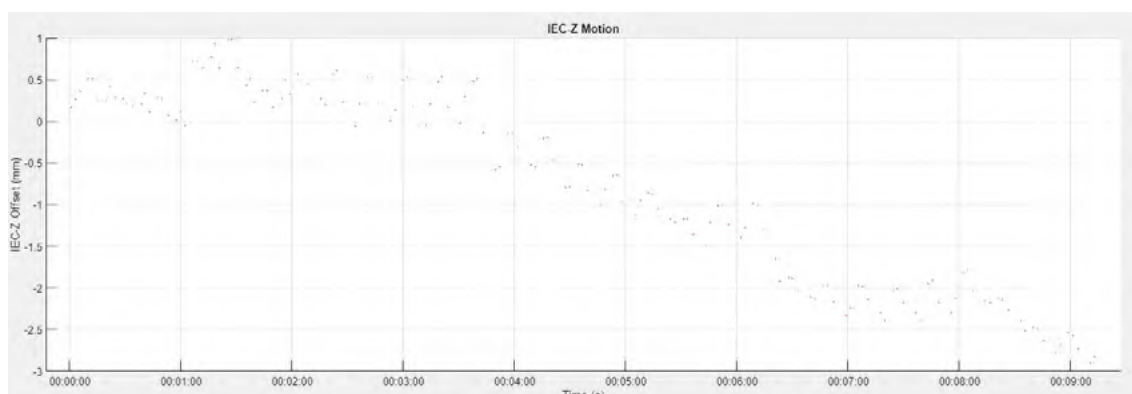
Los movimientos de los fiduciales puros, en patología de próstata, son lentos alternando con movimientos bruscos, para luego seguir un movimiento lento de nuevo. En cuanto a los patrones respiratorios, no siempre son representables por una senoidal, ya que hay pacientes que presentan rebotes bruscos en inspiración o espiración, lo que produce un pico más que una senoidal, o mesetas en espiración, lo que puede hacer difícil al observador modelarlo.

## DISCUSIÓN

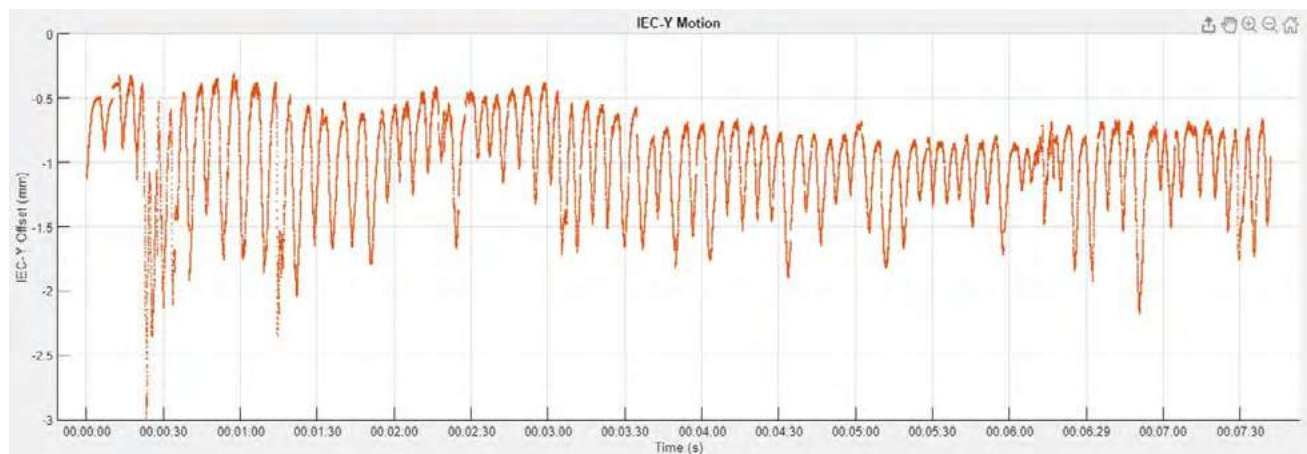
En una primera aproximación parece que el patrón propuesto para fiduciales puros es correcto, y quedaría ajustar la amplitud y período del movimiento lento y la amplitud de los escalones. En cuanto al patrón respiratorio no se ajusta a la realidad, y parece que habría que utilizar patrones distintos al senoidal. La elección para el patrón respiratorio de una onda base de menor frecuencia sobre la que se superpone una de mayor frecuencia aún representa una incógnita, pero la amplitud creciente de la onda de mayor frecuencia parece discutible, ya que en poco tiempo se supera el rango de movimiento de las mordazas y genera muchas pausas en la simulación.

## CONCLUSIONES

Creemos que queda mucha estadística por recopilar pero se pueden ya proponer nuevos patrones que se ajusten más a la realidad del modo respiratorio. En cuanto al modo fiducial puro, se propone ajustar períodos y amplitudes con la estadística que disponemos, y en el modo respiratorio, utilizar patrones con mesetas y que emulen ese “rebote” respiratorio, de períodos algo más cortos y amplitudes menores a las ensayadas en el modelo actual aunque variables.



Ejemplo de movimiento observado de fiduciales de próstata



Ejemplo de movimiento respiratorio observado

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> FERRIS, W. S., KISSICK, M. W., BAYOUTH, J. E., CULBERSON, W. S., & SMILOWITZ, J. B. (2020). EVALUATION OF RADIXACT MOTION SYNCHRONY FOR 3D RESPIRATORY MOTION: MODELING ACCURACY AND DOSIMETRIC FIDELITY. J APPL CLIN MED PHYS. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/ACM2.12978](https://doi.org/10.1002/acm2.12978)
- <sup>2</sup> GODDARD, L., JEONG, K., & TOMÉ, W. A. (2022). COMMISSIONING AND ROUTINE QUALITY ASSURANCE OF THE RADIXACT SYNCHRONY SYSTEM. MEDICAL PHYSICS, 49(2), 1181–1195. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/MP.15410](https://doi.org/10.1002/mp.15410)
- <sup>3</sup> YAN, M., WING, T., CLAUDIA, K., TSZ, C., FOK, C., LOK, T., SIU, C., & YU, K. (2022). R A D I A T I O N DOSIMETRIC IMPACT OF PHASE SHIFTS ON RADIXACT SYNCHRONY TRACKING SYSTEM WITH PATIENT-SPECIFIC BREATHING PATTERNS. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/ACM2.13600](https://doi.org/10.1002/acm2.13600)

# VERIFICACIÓN OFFLINE DEL LLENADO PULMONAR EN TRATAMIENTOS DE MAMA IZQUIERDA CON DIBH

Jimenez Lopez, M. D. P. (1); Candon Gonzalez, C. L. (1); Rodríguez Rodríguez, C. (1); Martín Martín, G. (1); Vázquez Camello, V. (1); Cantarero Valenzuela, N. (1); López Fernández, A. (1)

(1) Hospital Universitario de Fuenlabrada

PALABRAS CLAVE: DIBH, CBCT DIARIO

## INTRODUCCIÓN

En la técnica DIBH es importante asegurar que el nivel de llenado pulmonar es igual el día de la simulación y durante el tratamiento. La mayoría de sistemas de control respiratorio exige tomar una referencia en la sala de tratamiento que no contiene información de la situación en la sala de simulación. Se propone un método offline para evaluar la situación durante el tratamiento mediante la imagen de CBCT diario, teniendo en cuenta que ésta no contiene el volumen pulmonar completo en su FOV.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En el Hospital de Fuenlabrada disponemos de:

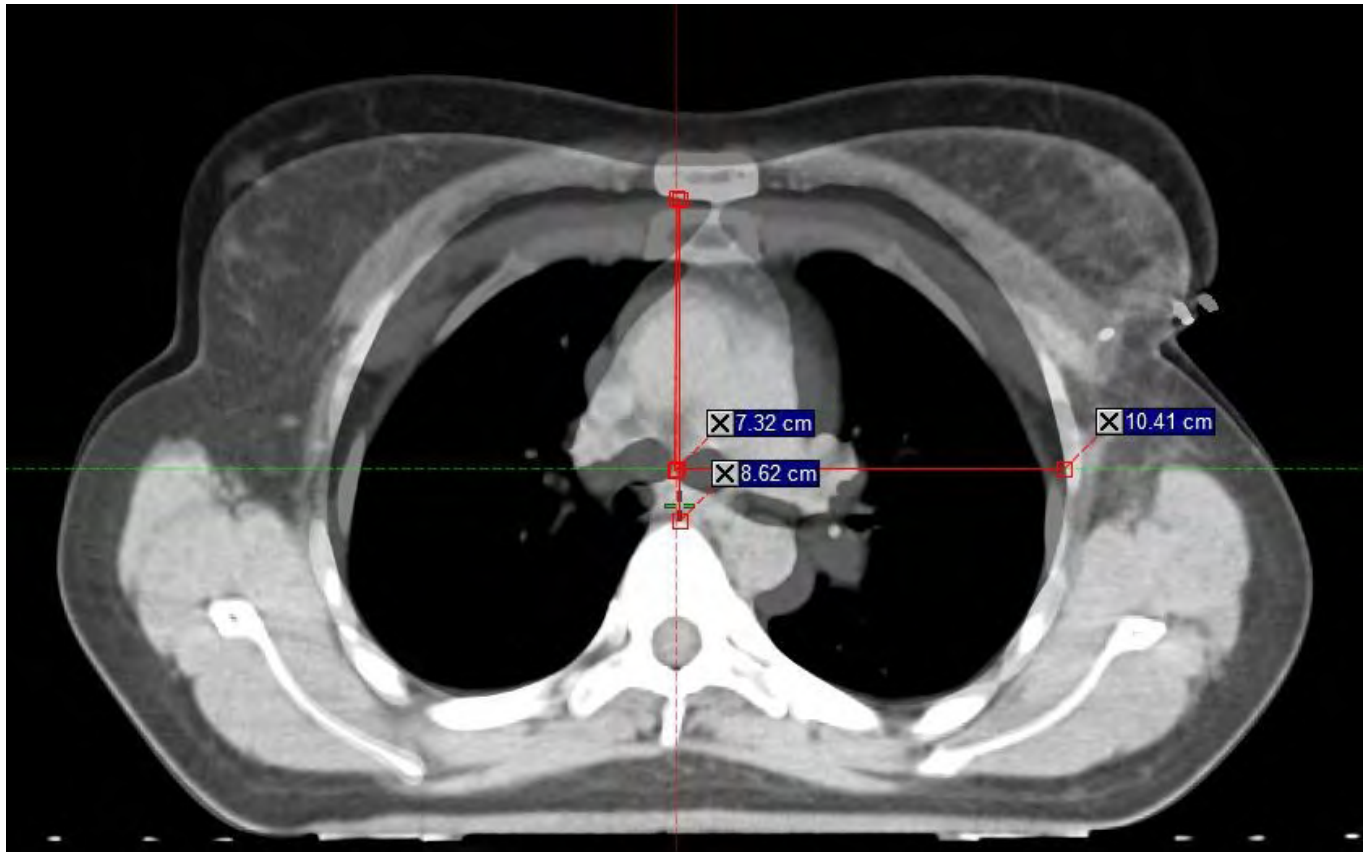
- CT de simulación Siemens Somatom Open VB42B con sistema de monitorización de la respiración Anzai
- Eclipse v15.6 para contorneo y planificación
- Acelerador True Beam con imagen de CBCT diario y RPM como sistema de monitorización de la respiración

En nuestro procedimiento se adquieren siempre el CT en respiración libre y en inspiración mantenida. El día de inicio de tratamiento se instruye a la paciente para que llene los pulmones igual que cuando se obtuvo el CT DIBH. Se coge un umbral mínimo en inspiración forzada con el sistema RPM como límite para la retención del haz. Se realiza un CBCT también en inspiración forzada con el que se verifica el posicionamiento, así como la coincidencia en el llenado pulmonar con el CT DIBH.

Se realiza este estudio para comprobar que efectivamente la coincidencia de los CBCT diarios y el CT DIBH es suficientemente buena, para lo que se analizan las imágenes de 10 pacientes midiendo tres distancias en todas sus imágenes (CBCT diario,



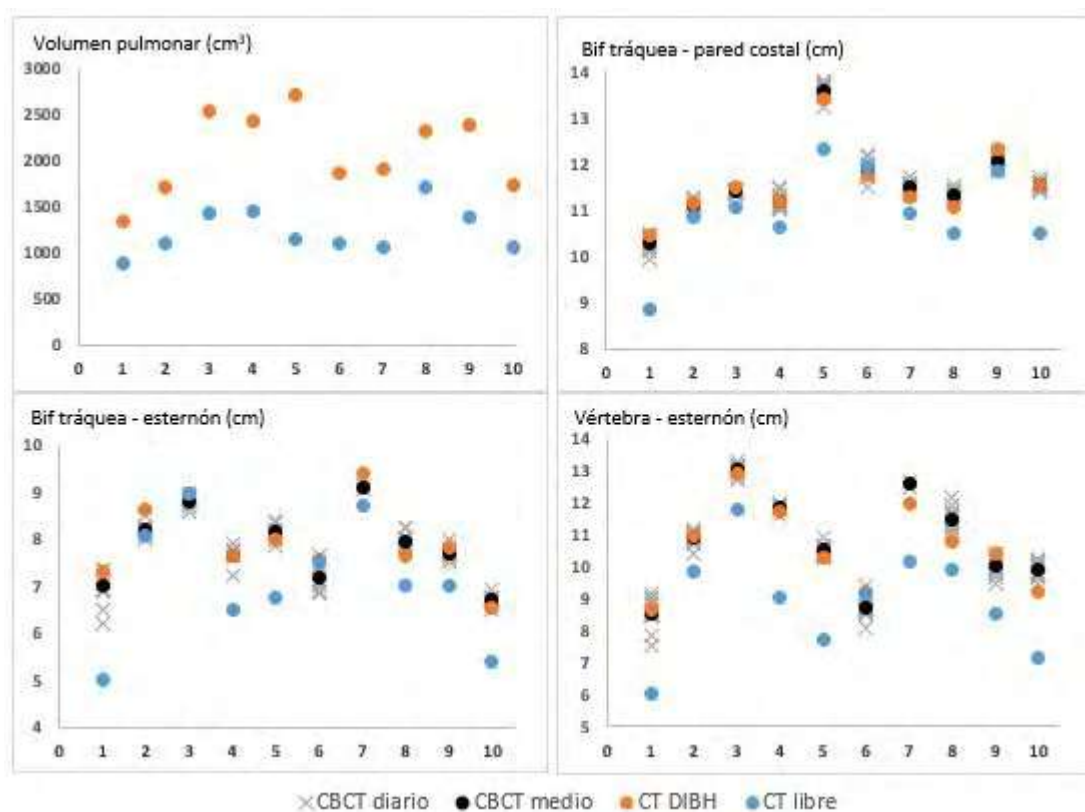
CT respiración libre y CT DIBH) y comparándolas. Estas distancias son: bifurcación tráquea – pared costal en el eje x, bifurcación tráquea – esternón en el eje y, y esternón – vértebra en el eje y que pasa por la bifurcación de la tráquea.



## RESULTADOS

Se muestran a continuación:





## DISCUSIÓN

Como se puede observar, el volumen pulmonar se correlaciona bien con las distancias medidas para todas las pacientes excepto en el caso número 6. Por tanto, se entiende que la imagen de CBCT es una buena manera de verificar el nivel de llenado pulmonar, que está directamente relacionado con la distancia entre el corazón y la pared costal, razón por la que se emplea la técnica DIBH.

A lo largo de los días de tratamiento, será deseable una situación en la que la dispersión entre los CBCT sea pequeña, la media de los CBCT sea muy similar al CT DIBH y además estén alejadas de la situación en el CT libre.

Se observa que, en la mayoría de los casos, efectivamente la inspiración mantenida en el CBCT diario es reproducible y similar al CT de planificación en DIBH.

## CONCLUSIONES

Con la imagen de CBCT diaria, en este estudio se comprueba que el umbral de retención de la respiración es correcto cada día de tratamiento, aunque el sistema de monitorización respiratoria no sea el mismo durante la adquisición del CT que en el acelerador.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BENKHALED S. ET AL. (2022) INTER-FRACTION HEART DISPLACEMENT DURING VOLUNTARY DEEP INSPIRATION BREATH HOLD RADIATION THERAPY WITHOUT VISUAL FEEDBACK MEASURED BY DAILY CBCT. FRONTIERS IN ONCOLOGY, 12
- <sup>2</sup> MCINTOSH A. ET AL. (2011) QUANTIFYING THE REPRODUCIBILITY OF HEART POSITION DURING TREATMENT AND CORRESPONDING DELIVERED HEART DOSE IN VOLUNTARY DEEP INHALATION BREATH HOLD FOR LEFT BREAST CANCER PATIENTS TREATED WITH EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY. INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY, BIOLOGY, PHYSICS, 81(4), E569-E576



## ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO PROSTÁTICO INTRAFRACCIÓN EN TIEMPO REAL MEDIANTE EL SISTEMA RAY PILOT

Penedo Cobos, J. M. (1); García Castejón, M. A. (1); Rincón Pérez, M. (1); Morcillo García, A. B. (1); Martínez Felipe, A. (1); Gomez Tejedor alonso, S. (1); Gonzalez Abad, R. (1); Azinovic Gamon, I. (1); Olivera Vegas, J. (1)

(1) Hospital Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: RAY PILOT, PRÓSTATA, INTRAFRACCIÓN, MOVIMIENTO

### INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

El sistema Ray Pilot (RayPilot® System) es un sistema de seguimiento electromagnético que mide la posición de un transmisor ubicado en una posición fija dentro una sonda urológica específica de este sistema. Este transmisor se mueve de forma solidaria con la uretra y por tanto, tiene en cuenta el movimiento intrafraccional de la próstata en los tres ejes.

El objeto de este estudio es informar de los resultados preliminares obtenidos para SBRT prostática usando este nuevo sistema de seguimiento.

### MATERIAL Y MÉTODO

Se analizaron 25 sesiones para un total de 5 pacientes. La dosis prescrita fue 36.25 Gy para 5 sesiones en días consecutivos. Los planes fueron optimizados para conseguir  $D98\% \geq 95\%$  en el PTV (CTV + 2mm) y cumplir restricciones para los OARs. El tratamiento se planificó en el sistema Mónico v.5.11.03. Se utilizó un arco con energía 6 MV FFF con la técnica VMAT.

El CT de simulación se hizo en un TAC Philips Brilliance Big Bore con un espesor de corte de 1 mm. Se le colocó al paciente una sonda vesical de la misma geometría que la utilizada para el tratamiento. La vejiga se rellenó con 100 ml de suero fisiológico. Este volumen de vejiga se reprodujo para cada sesión de tratamiento.

El tratamiento se llevó a cabo en un acelerador Elekta Synergy®, que lleva incorporado un sistema de imágenes volumétricas Cone Beam CT (CBCT) para el posicionamiento del paciente, mediante el software XVI v.5.0.6.

El primer día de tratamiento se le colocó al paciente la sonda urológica con el transmisor de radiofrecuencia (HypoCath) y se mantuvo durante todo el tiempo que duró el tratamiento.

El movimiento solidario del transmisor con la próstata permitió monitorizar en tiempo real la posición de ésta durante cada sesión de tratamiento.

La irradiación se interrumpió manualmente cuando el desplazamiento del transmisor excedió de 2 mm. Se hizo un nuevo CBCT y se realizaron los desplazamientos necesarios con la mesa Precise para reposicionar al paciente.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los pacientes tuvieron un tiempo de preparación (media  $\pm$  desviación estadística) de  $23.1 \pm 2.4$  minutos y un tiempo de tratamiento de  $5.0 \pm 2.2$  minutos. Solo 3 fracciones fueron interrumpidas durante el tratamiento (12.0%). La próstata tuvo un desplazamiento  $< 1$  mm en el 79.37%, 84.64% y 81.28% del tiempo de tratamiento en la posición lateral, longitudinal y vertical respectivamente y entre 1 y 2 mm en el 20.63%, 15.36% y 18.72%. Figura 1

Los resultados mostraron que la mayoría los desplazamientos fueron  $< 2$  mm en cualquier dirección, sin embargo en el 12% de las sesiones, el movimiento de próstata excedió la tolerancia predefinida, el cual hubiera sido indetectable sin este sistema.

### CONCLUSIONES

El sistema de seguimiento electromagnético permite monitorizar la SBRT prostática de forma no ionizante, garantizando que la posición de la próstata se encuentra dentro de la tolerancia establecida.

El sistema de seguimiento electromagnético permite realizar un hipofraccionamiento extremo en los tratamientos de próstata de una forma segura.



# UTILIZACIÓN DE LA ACUMULACIÓN DE DOSIS BASADA EN REGISTRO DEFORMABLE PARA VALIDAR LA REDUCCIÓN DE MÁRGENES DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA DE CABEZA Y CUELLO

Castro Tejero, P. (1); Honorato, S. (2); Zaragoza, L. (2); Chamorro, P. (2); Roch, M. (2); Simón, R. (2); Cruz Conde, A. (2); Hernández, D. (2)  
(1) Hospital Universitario De La Princesa

PALABRAS CLAVE: ACUMULACIÓN DE DOSIS, REGISTRO DEFORMABLE, MÁRGENES DE TRATAMIENTO

## INTRODUCCIÓN

En radioterapia la expansión del CTV al PTV debe ser la mínima compatible con una cobertura de dosis suficiente sobre el CTV y una dosis limitada en el tejido sano adyacente. Esto es especialmente importante en el cáncer de cabeza y cuello por ser una región anatómica donde existen múltiples estructuras críticas. En nuestro centro, se ha implementado un nuevo protocolo de imagen de colocación diario con el objetivo de reducir los márgenes de tratamiento CTV-PTV. El objetivo principal del trabajo será dar validez a estos márgenes a través de un flujo de trabajo semiautomatizado basado en la acumulación de dosis mediante registro deformable.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron 15 pacientes con cáncer de cabeza y cuello, sobre los que se planificó un tratamiento de Intensidad Modulada de Arco VMAT, a impartir en 30 sesiones, con un margen CTV-PTV de 5mm. El volumen de alto riesgo (PTV<sub>HR</sub>) en los pacientes tratados con intención radical se prescribió a una dosis de 66Gy mientras que los operados entre 60-63Gy. Las regiones ganglionares de bajo riesgo (PTV<sub>LR</sub>) se prescribieron a una dosis de 54Gy. Previamente a la irradiación se realizó una imagen diaria 3D CBCT de kilovoltaje. Tras el ajuste de la imagen con el TC de referencia, se aplicaron los desplazamientos correctivos sobre la mesa 6D para, a continuación, administrar el tratamiento.

Posteriormente, el software Velocity (versión 4.1, Varian Medical Systems) se utilizó para realizar un registro deformable alternativo CBCT-TC, que incorpora, a través de un vector de deformación, los errores geométricos residuales asociados a cada vóxel tras la corrección de posicionamiento diaria. A partir de estos vectores, Velocity genera un TC sintético deformando el TC de planificación para ajustarse a la anatomía del CBCT y conservando las UH adecuadas para el cálculo de dosis. Esto permitió reconstruir y acumular la distribución de dosis recibida por el paciente incluyendo todas las sesiones de tratamiento, así como obtener los histogramas dosis-volumen correspondientes.

## RESULTADOS

En todos los pacientes de la muestra se consigue una cobertura de dosis adecuada sobre los CTV, observándose un ligero aumento en la dosis recibida, más apreciable en aquellos pacientes que sufrieron un mayor adelgazamiento a lo largo del tratamiento, susceptibles de adaptación del tratamiento. Los órganos de riesgo que sufrieron un mayor aumento de dosis fueron las parótidas, encontrándose que, en dos pacientes, coincidente con los que mayor adelgazamiento experimentaron, se superó la dosis media umbral de 26Gy. En el resto de órganos de riesgo apenas se observaron cambios dosimétricos apreciables.



## CONCLUSIÓN

El uso combinado de imagen CBCT diaria pretratamiento y mesa 6D para posicionamiento ha permitido reducir los márgenes de tratamiento CTV-PTV a 5mm sin pérdida de cobertura en los CTV. Esta disminución de márgenes ha sido validada a través de un procedimiento basado en acumulación de dosis mediante registro deformable.

| Estructura                 | Dosis planificada (Gy) |             | Dosis acumulada (Gy) |             | Diferencia ( $D_{acum}-D_{plan}$ )(Gy) |            |
|----------------------------|------------------------|-------------|----------------------|-------------|----------------------------------------|------------|
|                            | Mediana                | Rango       | Mediana              | Rango       | Mediana                                | Rango      |
| $D_{media}$ CTV_LR         | <b>59,2</b>            | 55,7 - 62,0 | <b>59,4</b>          | 55,7 - 62,6 | <b>0,2</b>                             | -0,5 - 0,7 |
| $D_{media}$ CTV_HR         | <b>66,1</b>            | 55,6 - 68,1 | <b>66,0</b>          | 55,9 - 69,1 | <b>0,3</b>                             | -0,1 - 1,2 |
| $D_{98\%}$ CTV_LR          | <b>54,7</b>            | 53,9 - 60,3 | <b>55,1</b>          | 54,0 - 59,5 | <b>0,2</b>                             | -0,9 - 0,9 |
| $D_{98\%}$ CTV_HR          | <b>64,8</b>            | 54,8 - 66,9 | <b>64,3</b>          | 55,1 - 67,9 | <b>0,3</b>                             | -1,8 - 1,2 |
| $D_{2\%}$ CTV_HR           | <b>67,3</b>            | 56,5 - 69,1 | <b>67,4</b>          | 56,7 - 70,3 | <b>0,5</b>                             | 0,0 - 1,2  |
| $D_{media}$ Parótida izda  | <b>19,8</b>            | 2,3 - 25,9  | <b>20,8</b>          | 2,6 - 32,4  | <b>1,7</b>                             | -0,4 - 6,5 |
| $D_{media}$ Parótida dcha  | <b>18,8</b>            | 5,8 - 26,0  | <b>22,9</b>          | 5,8 - 29,2  | <b>2,2</b>                             | 0,0 - 6,2  |
| $D_{media}$ Cavidad oral   | <b>23,9</b>            | 10,7 - 45,4 | <b>24,8</b>          | 11,4 - 47,6 | <b>1,2</b>                             | -0,7 - 2,2 |
| $D_{media}$ Gsubmand izda  | <b>31,2</b>            | 28,7 - 40,7 | <b>32,5</b>          | 27,0 - 41,5 | <b>0,0</b>                             | -1,7 - 1,4 |
| $D_{media}$ Gsubmand dcha  | <b>31,3</b>            | 28,7 - 40,7 | <b>34,5</b>          | 29,9 - 40,4 | <b>0,0</b>                             | -0,4 - 5,6 |
| $D_{media}$ Glotis         | <b>25,3</b>            | 11,5 - 44,1 | <b>25,3</b>          | 14,8 - 45,9 | <b>0,5</b>                             | -1,0 - 3,4 |
| $D_{media}$ Mconstrictores | <b>43,0</b>            | 26,6 - 58,1 | <b>44,0</b>          | 28,4 - 58,1 | <b>0,1</b>                             | 0,0 - 1,8  |
| $D_{máx}$ Médula           | <b>30,6</b>            | 23,6 - 38,6 | <b>34,1</b>          | 25,1 - 39,2 | <b>1,4</b>                             | 0,0 - 3,5  |

Tabla1. Valores de mediana, máximo y mínimo de dosis planificada, acumulada y diferencia para los diferentes criterios dosimétricos por estructura.

## EVALUACIÓN DE LA REVISIÓN OFFLINE DE LOS CBCT DE PACIENTES DE CABEZA Y CUELLO APLICANDO MATRICES DE DEFORMACIÓN DE DOSIS EN CADA SESIÓN

Adaimi Hernández, P. (1); Botella Faus, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Gaitán Simón, Á. (1); Martín García, D. (1); Trápaga Porrero, V. (1); Ferrando Sánchez, A. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Cabello Murillo, E. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA ADAPTATIVA, VELOCITY, DEFORMACIÓN DE DOSIS, CABEZA Y CUELLO

La patología de cabeza y cuello es una de las patologías más sensibles a los cambios anatómicos y de colocación que puedan tener en cada sesión los pacientes. Esto unido a que son tratamientos con un número elevado de sesiones hace que cualquier pequeño cambio estructural afecte al tratamiento del paciente y repercuta en la dosimetría planificada inicialmente. Nuestro propósito es evaluar sesión a sesión en un número de pacientes de ORL la dosis deformada al CBCT resultante del tratamiento utilizando la matriz de dosis original de la planificación y realizar el sumatorio de cada dosis deformada en cada cbct para obtener una reconstrucción de las isodosis deformadas y compararlas con las isodosis del plan original. Los pacientes seleccionados de ORL son todos ellos tratamientos con dos volúmenes objetivos PTV70 y PTV54 de 35 sesiones con un fraccionamiento de 2Gy/fr para el PTV de mayor dosis y de 1,6Gy/fr para el PTV de menor dosis. Se les ha realizado una planificación de VMAT con el TPS Eclipse v15.6 de Varian consistente en dos arcos coplanares, utilizando para el cálculo el algoritmo de cálculo HL\_AcurosXB\_15606 y se les ha administrado el tratamiento en el acelerador Varian Halcyon v.2. En cada sesión se les ha realizado un CBCT de KV obteniendo un conjunto de 35CT para cada paciente. Sobre estos CBCT se han exportado a Velocity4.1 oncology imaging informatics system y se les ha realizado un registro deformable en cada uno de ellos con respecto al CT de simulación original. La matriz de dosis de la planificación original sobre el CT de simulación se ha deformado utilizando las herramientas de Velocity 4.1 en cada uno de estos CBCT y se ha realizado la suma de todas estas dosis deformadas en cada CBCT para obtener una reconstrucción de las isodosis que realmente se han administrado. Se han comparado los valores de isodosis deformados y sumados de todas las sesiones con los de las isodosis de la planificación original, evaluándose los siguientes parámetros: V95(PTV70) V100(PTV70) V95(PTV56) V100(PTV56) isodosis 43Gy. Por un lado se ha analizado la variación de las coberturas de PTVs y por otro una isodosis representativa de un órgano de riesgo crítico en esta localización, como la médula, y que además da cuenta de dosis más bajas



que las de prescripción. Los resultados para una muestra de 10 pacientes en promedio se dan en la tabla anexa. Se observa que zonas de grandes heterogeneidades en el paciente hacen que las variaciones sean más significativas en cuanto a la cobertura del PTV. Será más notable en los PTVs que incluyan estas zonas cuanto más pequeño sea el volumen del PTV. Para dosis bajas no se observan variaciones significativas de la isodosis de 43Gy en el paciente. En general, se observa una disminución de la cobertura de los PTV, que si bien, no es significativa clínicamente, sí que puede haber algún caso en el que se pueda establecer un sistema de radioterapia adaptativa online cuando sea necesario.

## DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA PARA SIMULAR LAS CONSECUENCIAS DOSIMÉTRICAS DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO SOBRE PACIENTES EN ARCOTERAPIA

Tenllado Baena, E. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Granado Alonso, L. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Benito García, J. C. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Escobar Corominas, I. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Montes Fuentes, C. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: MOVIMIENTO RESPIRATORIO, ARCOTERAPIA, VMAT, INTERPLAY, PYTHON

### INTRODUCCIÓN

El movimiento respiratorio provoca alteraciones en las distribuciones de dosis planificadas que se ven magnificadas con las técnicas y esquemas de fraccionamiento modernos, con consecuencias que van desde una difuminación de la dosis hasta alteraciones aleatorias debidas al efecto *interplay*.

Se ha desarrollado una herramienta para simular el movimiento respiratorio en tratamientos de arcoterapia y evaluar sus consecuencias dosimétricas.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La aplicación, escrita en lenguaje Python, descompone los arcos de un plan de tratamiento de un Clinac DHX (Varian), exportado en formato DICOM, en campos estáticos cuyo isocentro se desplaza según un patrón respiratorio, generando un nuevo plan para importar y calcular en Eclipse.

Se ha diseñado un modelo del movimiento respiratorio de tumores, llamado *aaResp*, para calcular los desplazamientos de isocentros, buscando reproducir los patrones tridimensionales observados en la bibliografía.

La aplicación permite modificar el número de fracciones, la dosis por fracción y la tasa de dosis máxima al simular el plan. Esto afecta al cálculo de tiempos, que respetará la mecánica real del acelerador en cada caso. Cada fracción se simula con una fase inicial aleatoria en *aaResp*.

Para tener suficiente resolución al representar un ciclo respiratorio incluso con baja velocidad de gantry, se agregan pseudo puntos de control no equiespaciados de forma que se cumplan unas tolerancias tanto en la separación angular como en la distancia entre isocentros de los campos estáticos resultantes, que se definen según las condiciones promedio de dos pseudo-CPs consecutivos.

Se han evaluado las incertidumbres introducidas por la discretización de los arcos y por las diferencias geométricas entre el escenario real de respiración el simulado desplazando isocentros.

### RESULTADOS

El programa genera un plan con campos estáticos que se puede importar y calcular en Eclipse.

Se reproducen las condiciones mecánicas reales del acelerador, apreciándose los cambios en la velocidad de gantry (fig. 1) y también los de fraccionamiento y tasa (fig. 1 y fig. 2 simulan el mismo plan, pero con  $R_{\text{máx}}=600$  MU/min y  $R_{\text{máx}}=2400$  MU/min, respectivamente).

Las tolerancias se aplican permitiendo reproducir un ciclo respiratorio con suficiente resolución sean cuales sean las condiciones (fig. 1).

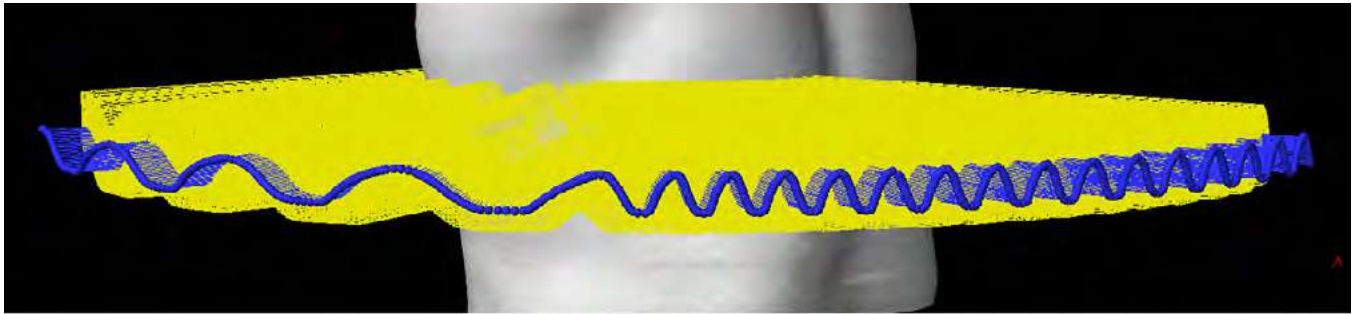


Figura 1

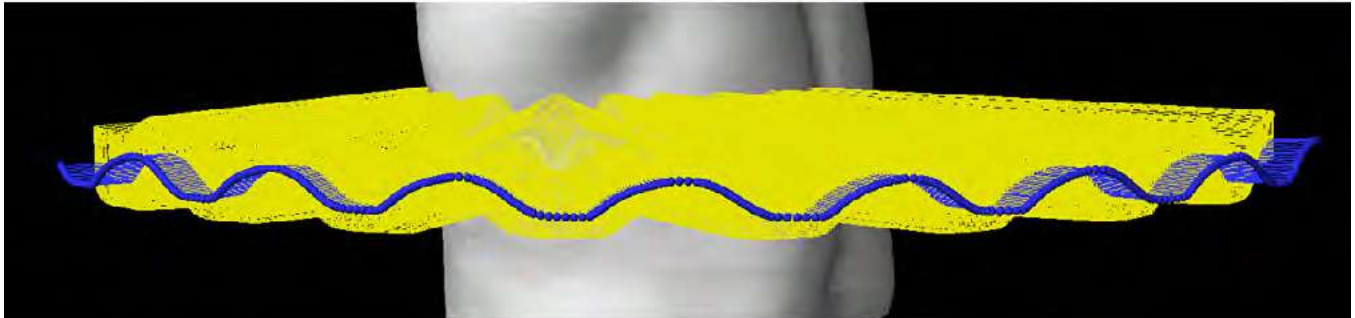


Figura 2

La incertidumbre combinada promedio en el cálculo de dosis en puntos cercanos al objetivo es de un 0.3%, siendo en el 95% de estos puntos inferior a un 0.7%.

#### DISCUSIÓN

Las bajas incertidumbres y la flexibilidad a la hora de simular, sobre la geometría del paciente, diferentes escenarios para un mismo plan dan a esta metodología numerosas utilidades: comparar los efectos de una sola sesión con los del fraccionamiento completo, evaluar la viabilidad de un plan para un hipofraccionamiento dado, estimar si es seguro usar haces sin filtro para un esquema concreto, etc.

También hay utilidades al comparar planes con diferentes técnicas, como VMAT con mayor o menor grado de complejidad o arcoterapia conformada.

#### CONCLUSIONES

Se ha conseguido habilitar y validar la posibilidad de estudiar las consecuencias dosimétricas del movimiento respiratorio sobre pacientes en planes de arcoterapia. Se ha presentado una metodología para hacerlo y futuros trabajos permitirán explotar sus posibilidades.

## VERIFICACIÓN END TO END DE LA TÉCNICA EN INSPIRACIÓN PROFUNDA GUIADA POR SUPERFICIE CON EL MANIQUÍ CIRS Y DOSIMETRÍA EN VIVO

Navarro Ibarra, C. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Forner Forner, A. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Solís Preciado, N. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Castros Rizos, I. (2); Fonseca Siles, A. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Boo Pardo, A. M. (1)

(1) Hospital Universitario Toledo

PALABRAS CLAVE: DIBH, SGRT, CIRS, DOSIMETRÍA-EN-VIVO, END-TO-END

#### INTRODUCCIÓN

Existe una adopción generalizada de técnicas de radiación de inspiración profunda para la retención de la respiración (DIBH). Debido a la naturaleza cada vez más técnica de estos métodos existe un riesgo asociado de error. Este trabajo propone una verificación end to end de DIBH empleando radioterapia guiada por superficie (SGRT) usando el maniquí de tórax de CIRS.





## MATERIAL Y MÉTODOS

Para el presente estudio se empleó el maniquí de tórax dinámico CIRS con el maniquí de piernas de Vision RT. El maniquí de CIRS permite replicar la respiración, tanto en respiración libre como en inspiración mantenida. Las piernas de Vision RT se colocaron en la plataforma de CIRS para que Vision RT las detectara y poder así realizar imagen por superficie, véase imagen 1. Esta configuración se realizó en el TAC Somatom Go.Sim Siemens para su escaneo y de la misma forma se hizo el setup en el Truebeam STx. Se seleccionaron retrospectivamente 8 planes clínicos y se recalcularon en el maniquí; con el planificador de Varian Eclipse v16.1 y algoritmo de cálculo Acuros. Los planes escogidos incluían conformada 3D y arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT) con energías 6MV y 6FFF, véase TABLA 1 con resumen de casos. Las medidas de verificación incluyeron la cámara de ionización PinPoint (volumen de 0.01cc) y dosimetría en vivo con el dispositivo electrónico de imagen portal (EPID). Las medidas se realizaron interrumpiendo y sin interrumpir el haz y se compararon los resultados. Las imágenes con el EPID se usaron para hacer la dosimetría en vivo con SUNCHECK V3.2.1. El cual compara la distribución dosimétrica del plan con la tomada por el EPID y realiza análisis gamma (3%/3mm global).

**Imagen 1: Colocación del maniquí CIRS y piernas de VisionRT, para reproducir la respiración del paciente en DIBH guiada por superficie.**





**Tabla 1: Resumen de planes incluidos en el estudio y resultados de comparar las medidas con la cámara de ionización PinPoint y análisis gamma con dosimetría en vivo.**

| Técnica    | Campos   | PinPoint                 |                         | Análisis Gamma 3%/3mm Global |                 |                |
|------------|----------|--------------------------|-------------------------|------------------------------|-----------------|----------------|
|            |          | Diferencia por campo (%) | Diferencia por plan (%) | Interrumpido                 | Sin Interrumpir | Diferencia (%) |
| Vmat 6MV   | 1 Arco A | -0,9                     | -0,1                    | 98,7                         | 98,7            | 0,1            |
| Vmat 6MV   | 1 Arco B | 0,7                      |                         | 97,9                         | 97,9            | 0,1            |
| Vmat 6MV   | 2 Arco A | -3,1                     | -1,9                    | 99,9                         | 99,8            | 0,1            |
| Vmat 6MV   | 2 Arco B | -0,7                     |                         | 98,9                         | 98,8            | 0,1            |
| Conformada | 3 TI     | 0,1                      | 0,0                     | 94,1                         | 93,4            | 0,8            |
| Conformada | 3 TE     | -0,3                     |                         | 93,3                         | 93,9            | -0,6           |
| Vmat 6MV   | 4 Arco A | -1,7                     | 1,5                     | 99,2                         | 99,2            | 0,0            |
| Vmat 6MV   | 4 Arco B | 0,2                      |                         | 99,2                         | 98,9            | 0,3            |
| Vmat 6MV   | 4 Arco C | 5,9                      |                         | 99,5                         | 99,1            | 0,4            |
| Conformada | 5 TE     | -0,3                     | -0,3                    | 97,9                         | 97,7            | 0,2            |
| Conformada | 5 TI     | -0,2                     |                         | 98,3                         | 96,9            | 1,4            |
| Vmat 6MV   | 6 Arco A | 1,1                      | 1,3                     | 99,0                         | 99,1            | -0,1           |
| Vmat 6MV   | 6 Arco B | 1,4                      |                         | 98,7                         | 98,8            | -0,1           |
| VMAT 6FFF  | 7 Arco A | -0,1                     | 0,4                     | 88,4                         | 88,7            | -0,3           |
| VMAT 6FFF  | 7 Arco B | 0,8                      |                         | 76,0                         | 76,1            | -0,1           |
| VMAT 6FFF  | 8 Arco A | -6,0                     | -2,7                    | 93,9                         | 93,8            | 0,1            |
| VMAT 6FFF  | 8 Arco B | -1,0                     |                         | 96,0                         | 95,9            | 0,1            |
| VMAT 6FFF  | 8 Arco C | 1,9                      |                         | 91,5                         | 91,8            | -0,3           |
| VMAT 6FFF  | 8 Arco D | -1,4                     |                         | 91,4                         | 91,4            | -0,0           |
| VMAT 6FFF  | 8 Arco E | -7,2                     |                         | 89,6                         | 89,5            | 0,1            |
|            | Media    | -0,5                     | -0,2                    | 95,1                         | 95,0            | 0,1            |

\*TI tangencial interno, TE tangencial externo

## RESULTADOS

Las medidas con la PinPoint interrumpiendo y sin interrumpir el haz difirieron de media por campo -0.5% con una máxima desviación (5.9%,-7.2%), y por paciente -0.2% con una máxima desviación (-2.7%,1.5%), véase TABLA 1. Las medidas de dosimetría en vivo interrumpiendo y sin interrumpir el haz difirieron  $\pm 1\%$ , véase Tabla1.

## DISCUSIÓN

Previo al estudio, todos los planes pasaron los niveles de calidad del servicio. Los resultados con la PinPoint presentan en algunos casos una desviación superior al 3%. Esto puede ser debido a la incertidumbre de la medida con una cámara de ionización de pequeño volumen, que a su vez se está moviendo y hay diferentes densidades inherentes en el maniquí de Tórax. En análisis gamma en algunos casos es inferior al 90%, esto sucede para la energía 6FFF, esto puede ser debido a la calibración del panel.

## CONCLUSIONES

El método propuesto de verificación resulta un proceso útil para verificar la técnica de DIBH guiada por superficie. Además, el end to end ayuda a familiarizarse con el equipo y sistema, resultando más fácil el montaje de la técnica.

## REFERENCIAS

- SALVESTRINE V ET AL. J CANCER RES CLIN ONCOL . 2022 FEB;148(2):409-417. THE IMPACT OF MODERN RADIOTHERAPY ON LONG-TERM CARDIAC SEQUELAE IN BREAST CANCER SURVIVOR: A FOCUS ON DEEP INSPIRATION BREATH-HOLD (DIBH) TECHNIQUE

## DETERMINACIÓN DEL MARGEN DE PTV EN TRATAMIENTOS ESTEREOTÁXICOS CRANEALES CON EXACTRAC DYNAMIC

Casado Villalón, F. J. (1); García Pareja, S. (1); Martín Viera Cueto, J. A. (1); Arroyo Sánchez, C. (1); Cenizo de Castro, E. (1); Ruiz Manrique, C. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

### INTRODUCCIÓN

La instalación del sistema de posicionamiento y guiado por imagen ExacTrac Dynamic (ETD) de Brainlab en un acelerador TrueBeam (TB) de Varian permite obtener las desviaciones intrafracción durante el tratamiento del paciente.

El objetivo de este trabajo es determinar, a partir de esos datos, el margen de PTV para optimizar la precisión de los tratamientos estereotáxicos craneales.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se analiza una muestra de 9 pacientes con tratamientos fraccionados, inmovilizados con máscara estereotáxica Brainlab sobre un tablero indexado en la mesa 6D del TB.

El sistema ETD consta de una cámara que combina información térmica y de superficie del paciente con la obtenida mediante un sistema estereoscópico de RX.

Durante la irradiación se realiza la monitorización por superficie, obteniéndose además imágenes de RX a demanda que proporcionan las diferencias con el posicionado inicial (errores intrafracción).

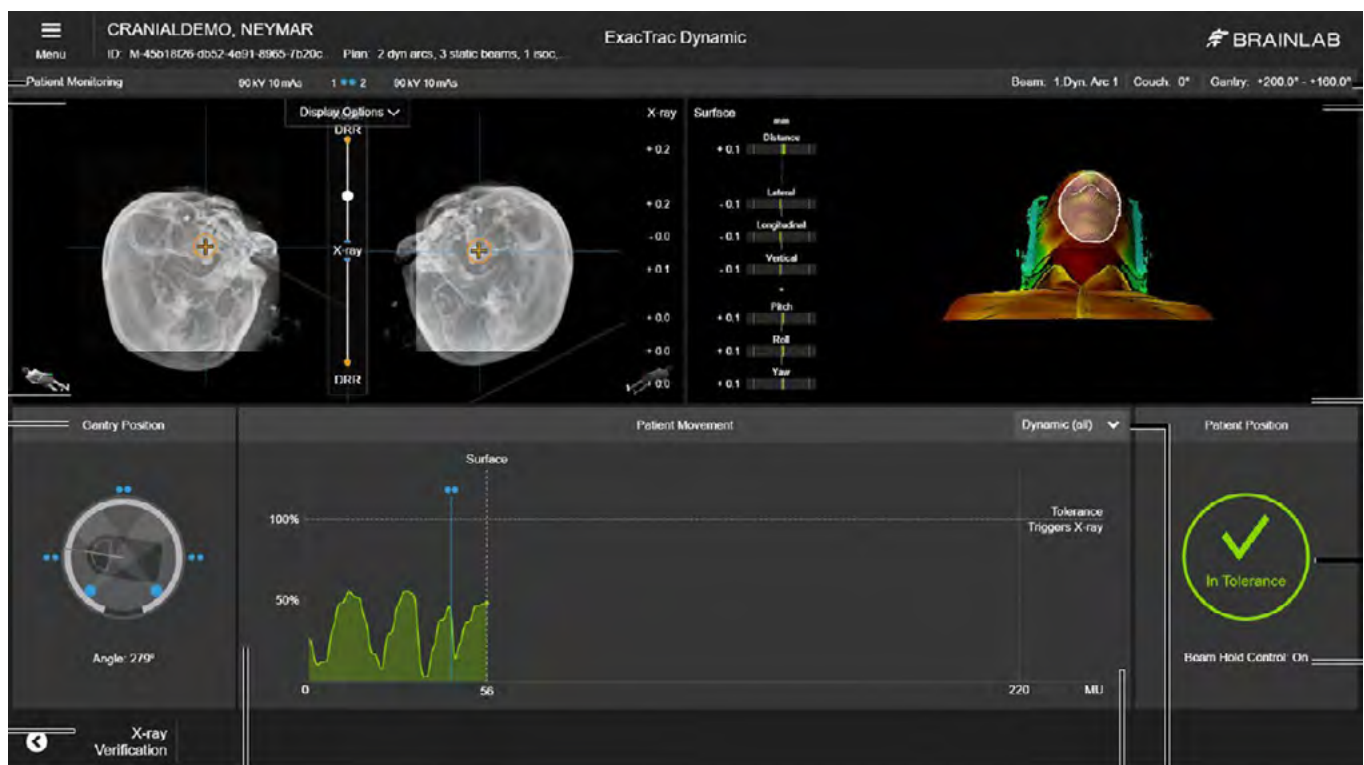


FIGURA 1. Pantalla de ETD durante la irradiación de un paciente. Pueden verse la gráfica de seguimiento por superficie y el par de imágenes estereoscópicas de RX intrafracción.

A partir de estas desviaciones intrafracción se determina el margen de PTV en cada dirección traslacional (lat, long, vert) utilizando la fórmula de van Herk<sup>1</sup>:

$$\text{Margen PTV} = 2,5\Sigma + 0,7\sigma$$

Siendo  $\Sigma$  y  $\sigma$  las desviaciones estándar de los errores sistemáticos y aleatorios, respectivamente, obtenidos a partir de las desviaciones proporcionadas por ETD en cada sesión.



El margen de PTV así obtenido se verá afectado por la precisión geométrica del acelerador en la irradiación, resultado del test de Winston-Lutz (TWL).

## RESULTADOS

La tabla 1 muestra los resultados:

| Paciente          | lat         | long        | vert        | lat_SD | long_SD | vert_SD | Pares imágenes |
|-------------------|-------------|-------------|-------------|--------|---------|---------|----------------|
| 1                 | 0,03        | -0,13       | -0,10       | 0,06   | 0,10    | 0,21    | 15             |
| 2                 | -0,14       | 0,15        | 0,07        | 0,08   | 0,07    | 0,03    | 36             |
| 3                 | -0,22       | 0,17        | 0,10        | 0,15   | 0,16    | 0,09    | 52             |
| 4                 | -0,17       | 0,03        | -0,01       | 0,23   | 0,11    | 0,11    | 57             |
| 5                 | 0,18        | 0,03        | 0,03        | 0,15   | 0,15    | 0,10    | 72             |
| 6                 | -0,48       | 0,11        | 0,12        | 0,04   | 0,15    | 0,09    | 12             |
| 7                 | -0,23       | 0,30        | 0,16        | 0,21   | 0,24    | 0,15    | 36             |
| 8                 | -0,10       | 0,45        | -0,11       | 0,17   | 0,37    | 0,18    | 18             |
| 9                 | -0,35       | -0,23       | 0,13        | 0,26   | 0,07    | 0,27    | 12             |
| <b>Margen PTV</b> | <b>0,60</b> | <b>0,64</b> | <b>0,35</b> |        |         |         |                |

TABLA 1. Desviaciones medias traslacionales intrafracción y sus desviaciones estándar para cada paciente analizado. La última fila muestra el margen de PTV calculado a partir de ellas. La última columna los pares de imágenes utilizados. Todas las medidas están en mm.

El TWL se realizó para cada paciente, con 7 combinaciones de giros de brazo, colimador y mesa. Los resultados medios totales están entre  $0,18 \pm 0,09$  y  $0,76 \pm 0,20$  mm, con una mediana total de  $0,45 \pm 0,15$  mm.

Combinando las desviaciones intrafracción con las obtenidas en el TWL se concluye:

**Margen PTVlat = [0,78–1,36] mm**

**Margen PTVlong = [0,82–1,40] mm**

**Margen PTVvert = [0,53– 1,11] mm**

Quedando los márgenes de PTV entre 0,5 y 1,5 mm.

## DISCUSIÓN

Los valores de PTV obtenidos están comprendidos entre los revisados en la literatura.<sup>2</sup>

Se han obviado las tres desviaciones rotacionales, con valores medios inferiores a  $0,1^\circ$  para todos los casos analizados.

## CONCLUSIONES

El sistema ETD proporciona desviaciones intrafracción para cada paciente, permitiendo la determinación de los márgenes de PTV para cada usuario.

Se hace necesario, además, contemplar la precisión en la irradiación mediante el TWL.

Es importante actualizar estos valores periódicamente mediante el seguimiento de la estadística proporcionada por el sistema.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> VAN HERK. SEMINARS IN RADIATION ONCOLOGY, VOL 14, No 1 (JANUARY), 2004: PP 52-64.



<sup>2</sup> TECHNOLOGICAL QUALITY REQUIREMENTS FOR STEREOTACTIC RADIOTHERAPY. STRAHLENTHER ONKOL (2020) 196:421–443

## ESTABLECIMIENTO DE TOLERANCIAS EN EL SEGUIMIENTO POR SUPERFICIE PARA PACIENTES DE PELVIS

Arroyo Sánchez, C. (1); Fernández Benítez, M. (1); Ruiz Manrique, C. (1); Cenizo de Castro, E. (1); García Pareja, S. (1); Martín Viera Cueto, J. A. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

### INTRODUCCIÓN

La radioterapia guiada por superficie (SGRT) permite hacer un control intrafracción del posicionamiento externo de los pacientes.

El objetivo de este trabajo es establecer tolerancias adecuadas para la localización de pelvis en un sistema de SGRT.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone del sistema de seguimiento de superficies Exactrac Dynamic (ETD) de Brainlab, instalado en un acelerador TrueBeam de Varian. Este sistema está formado por un proyector de luz estructurada, dos cámaras de alta resolución y una cámara térmica 4D que, en conjunto, registran una superficie de referencia que se compara con el contorno externo obtenido a partir del CT de planificación.

Se posiciona al paciente en el isocentro con un CBCT inicial, se selecciona el área de seguimiento excluyendo zona abdominal y se procede a la monitorización con ETD, que muestra las desviaciones en las direcciones traslacionales, rotaciones y en el valor de la distancia. En caso de que se excedan las tolerancias en cualquiera de estos parámetros, el sistema interrumpe el tratamiento y habría que comprobar de nuevo el posicionamiento del paciente antes de continuar.

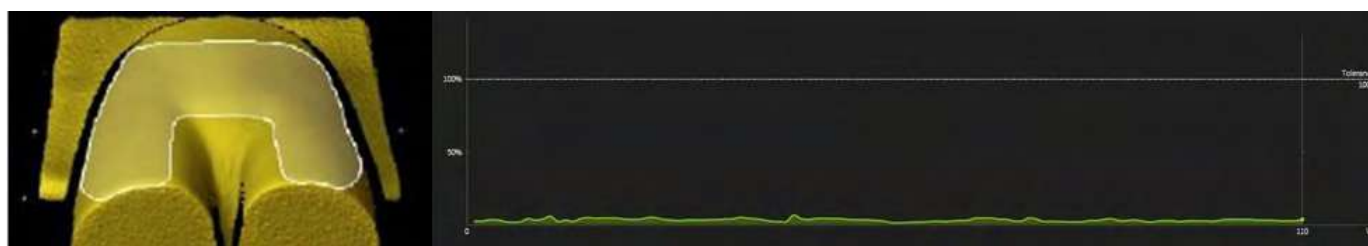


FIGURA 1: selección de área de interés y seguimiento instantáneo del movimiento de la superficie externa

Se ha tomado una muestra de 7 pacientes de pelvis con un total de 126 sesiones, y se han extraído para cada sesión, las desviaciones máximas y mínimas en cada uno de los seis grados de libertad. Posteriormente, para el análisis, se agrupan estos máximos para las diferencias traslacionales por un lado y, rotacionales por otro, ya que el sistema no permite establecer tolerancias diferentes en cada eje.

### RESULTADOS

Analizando el promedio de las desviaciones máximas de la distancia por paciente, decidimos excluir del análisis uno de los pacientes, ya que muestra valores atípicamente altos, que producirían un sesgo en el resultado. Esto se muestra en la figura 2.

Como consecuencia, los resultados se han obtenido a partir de una muestra de 6 pacientes, con un total de 106 sesiones de tratamiento.

Las tolerancias en traslación, rotación y distancia, se establecen de forma que no se interrumpan más de un 5% de las sesiones.

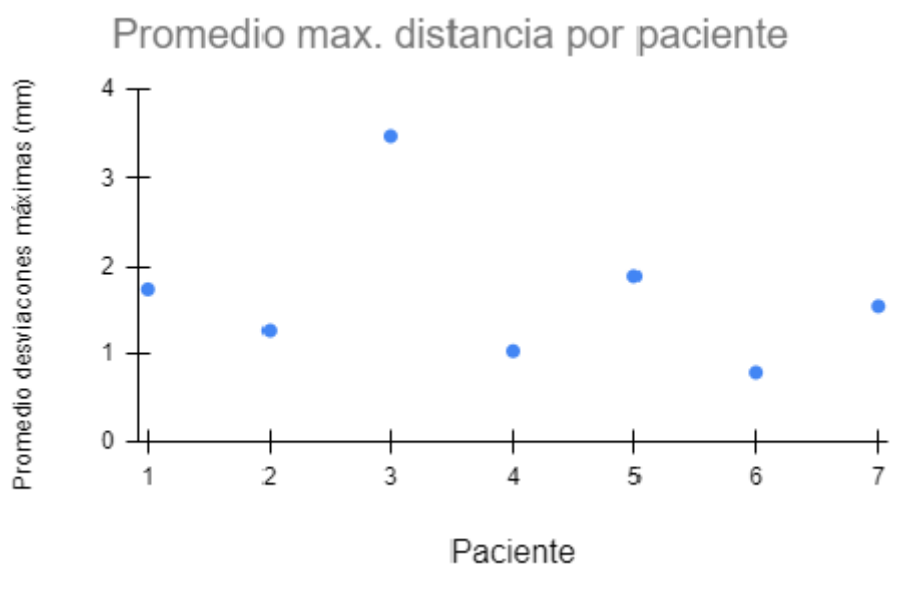


FIGURA 2: Promedio de los valores máximos de la distancia para cada paciente

## DISCUSIÓN

Se ha decidido establecer como tolerancia para nuestro sistema de ETD en la localización de pelvis, 3 mm en los ejes traslacionales, 3 mm para la distancia y 1° para las desviaciones rotacionales. Estos valores aportarían gran sensibilidad al sistema de control intrafracción sin producir un número excesivo de interrupciones.

## CONCLUSIONES

ETD es una herramienta muy útil a la hora de hacer el seguimiento intrafracción de los pacientes de pelvis, permitiendo acotar los movimientos externos del paciente. Cuando se superen las tolerancias establecidas, se interrumpirá el haz de tratamiento.

Debido a la pobre correlación entre los movimientos internos y externos en esta localización, no podemos obtener información acerca del movimiento interno de los órganos.

# EVALUACIÓN DE LA INCERTIDUMBRE GENERADA AL APROXIMAR EL MOVIMIENTO DE UN TUMOR COMO MOVIMIENTOS DE ISOCENTRO EN UNA APLICACIÓN DE SIMULACIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO

Tenllado Baena, E. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Granado Alonso, L. (1); Benito García, J. C. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Fernández Lara, ? A. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Escobar Corominas, I. (1); Montes Fuentes, C. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: MOVIMIENTO RESPIRATORIO, ARCOTERAPIA, INCERTIDUMBRE, ANÁLISIS GAMMA

## INTRODUCCIÓN

Se ha desarrollado una aplicación con Python que permite descomponer arcos de radioterapia en campos estáticos para simular un movimiento respiratorio mediante desplazamientos de isocentro. Es necesario estudiar las incertidumbres de esta metodología de simulación para dotar de validez a sus resultados. Se propone un procedimiento para cuantificar la generada por el hecho de suponer que es equivalente el movimiento del tumor a un movimiento de isocentro en sentido contrario.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El proceso, realizado con 3 pacientes con un 4DCT (Canon Aquilion) y cuya densidad se ha sobrescrito por agua, parte de las incertidumbres de los dos escenarios extremos: los picos de inspiración y espiración.





Los escenarios simulados se calculan con el plan original en Eclipse (Varian) sobre la fase intermedia (20%) del 4DCT, bajando el isocentro en el de espiración y subiéndolo para inspiración, con una amplitud total de 20 mm.

Los escenarios reales de inspiración y espiración se calculan llevando el plan original a la fase 0% y 50% del 4DCT, respectivamente.

Comparando, con el programa Verisoft (PTW), el escenario simulado con el real en cada extremo, se calcula el porcentaje de puntos que cumplen el criterio  $\gamma\left(\frac{\Delta d}{\Delta D}\right) < 1$ , con un umbral del 50% y fijando la tolerancia en distancia al mínimo posible  $\Delta d = 0.1/h_{phantom}/\text{mm}$  para aproximar el error relativo en dosis de cada punto como la tolerancia en dosis  $\Delta D$ . Tomando varios intervalos para  $\Delta D$  se puede estimar la incertidumbre global de cada caso como una media ponderada o un percentil.

Se divide el intervalo entre inspiración y espiración en 10 fases y se aproxima la incertidumbre en cada una interpolando linealmente las de los dos extremos, teniendo en cuenta que existe un punto medio en el que los escenarios simulado y real coinciden y la incertidumbre es nula (isocentro sin desplazar en la fase 20%). Se calcula la fracción de tiempo que pasa el tumor en cada posición del ciclo respiratorio según el modelo usado y se usa para ponderar la incertidumbre interpolada de cada fase, obteniendo así el valor final de incertidumbre. La fig. 1 (unidades arbitrarias) muestra el histograma de tiempos del modelo respiratorio y un ejemplo de interpolación de incertidumbres.

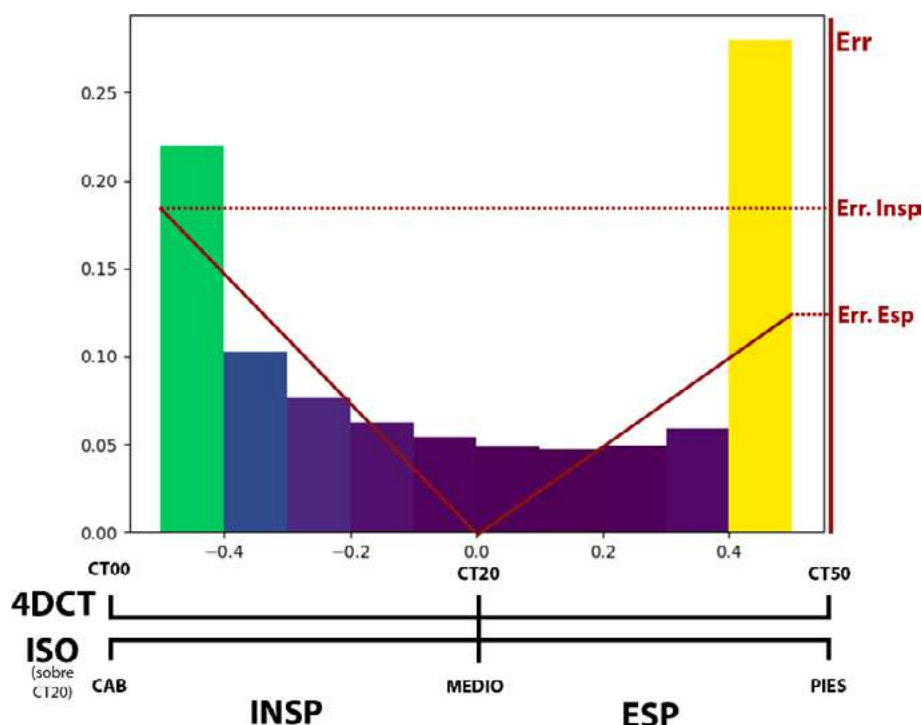


Figura 1

## RESULTADOS

Las incertidumbres, calculadas como error relativo promedio y error relativo mayor que el del 95% de los puntos, son:

|            | $\langle \sigma \rangle$ [%] | $\sigma_{95\%}$ [%] |
|------------|------------------------------|---------------------|
| Paciente 1 | 0,285                        | 0,624               |
| Paciente 2 | 0,197                        | 0,535               |
| Paciente 3 | 0,342                        | 0,751               |

Tabla 1



## DISCUSIÓN

Las bajas incertidumbres respaldan la validez de la propuesta de desplazamientos de isocentro para simular un movimiento respiratorio. Esta validez se limita a los alrededores del objetivo, que es la región que se desplaza solidaria a él, al usar un umbral del 50% en el cálculo gamma.

Solo se evalúa en dirección cráneo-caudal, por ser la predominante en el movimiento respiratorio, y se hace con una amplitud grande para no subestimar ningún caso.

## CONCLUSIONES

Se ha conseguido desarrollar una metodología para evaluar la incertidumbre provocada al considerar equivalentes desplazamientos de órganos debidos a la respiración y desplazamientos de isocentro. Los buenos resultados ayudan a consolidar la propuesta de simulación del movimiento respiratorio de la que forma parte este trabajo.

---

# EFECTO DOSIMÉTRICO DE LAS HECES EN EL RECTO EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PRÓSTATA: ANÁLISIS EN TC DE SIMULACIÓN

Soto Búa, M. (1); Fandiño Lareo, J. M. (1); Fernández Fernández, C. (1); Gesto Lage, C. (1); Guiu Souto, J. (1); Lado Cacheiro, L. (1); Parra Osorio, V. (1)

(1) Centro Oncológico de Galicia

PALABRAS CLAVE: CÁNCER DE PRÓSTATA, NÚMERO CT, RECTO, CAMBIO INTERFRACCIÓN, VMAT

## INTRODUCCIÓN

Para garantizar la reproducibilidad de los tratamientos de cáncer de próstata con IMRT o VMAT, en cada sesión de radioterapia se ajusta la colocación de los volúmenes mediante IGRT y se aplican con los pacientes protocolos de preparación de vejiga y recto. El seguimiento de estas pautas en cada fracción, si bien limita la presencia de heces en el recto, no las evita completamente, observándose variaciones en el llenado del recto respecto al TC de simulación. Estas variaciones implican un cambio en el número TC promedio del recto que podría tener un efecto dosimétrico interfacción en la dosis en el recto y en la cobertura del CTV y del PTV con la isodosis de referencia. Para responder a esta cuestión, en este trabajo se han cuantificado en el sistema de planificación las dosis en recto, CTV y PTV y comparado para distintas condiciones de preparación del recto.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron 40 planificaciones de cáncer de próstata realizadas en nuestro centro durante el año 2022. Para contornear el recto se utilizó el software de autosegmentación MVision AI. Se cuantificó el número TC promedio de 300 cortes de tomografía computarizada con regiones de interés abarcando el diámetro del recto y se clasificaron en 2 tipos de cortes: A con presencia de heces, agua y gases y B sin presencia de heces, agua y gases. Para cada planificación se generaron dos copias del conjunto de imágenes TC donde se modificó el número TC del recto al valor promedio medido en los cortes A y al valor promedio medido en los cortes B respectivamente. Manteniendo constantes las unidades monitor, se recalculó en ambos conjuntos de imágenes modificados el plan de tratamiento con el mismo algoritmo del plan original: AcurosXB 13 de Eclipse-Varian. Como comprobación de segundo cálculo se utilizó el algoritmo CCCS de DoseCHECK-SunNUCLEAR. Por último, se compararon estimaciones de las dosis en el recto, CTV y PTV extraídas de los 3 conjuntos de imágenes TC.

## RESULTADOS

El número TC promedio (IC 95%) obtenido para los cortes A fue de -110 (-125; -95) UH y para los cortes B de 29 (27; 31) UH. Para el conjunto de pacientes objeto del estudio, se muestran en la tabla las diferencias promedio en los parámetros de dosis indicados para CTV, PTV y recto (IC 95%) respecto a los parámetros estimados en el plan original:



Diferencias dosis % (IC 95%)

|          | D95 PTV           |                   | D95 CTV           |                   | Dmedia recto      |                   |
|----------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
|          | AcurosXB          | DoseCHECK         | AcurosXB          | DoseCHECK         | AcurosXB          | DoseCHECK         |
| Planes A | 0,08 (0,06; 0,10) | 0,04 (0,03; 0,05) | 0,03 (0,02; 0,04) | 0,04 (0,03; 0,05) | 0,65 (0,55; 0,75) | 0,32 (0,25; 0,40) |
| Planes B | 0,02 (0,01; 0,03) | 0,02 (0,01; 0,03) | 0,02 (0,01; 0,03) | 0,02 (0,01; 0,03) | 0,36 (0,24; 0,49) | 0,29 (0,18; 0,40) |

El efecto dosimétrico por la presencia de heces en el recto se estima inferior al 0,1% en PTV, al 0,05% en CTV e inferior al 0,8% en el recto.

## DISCUSIÓN

Los resultados indican que los cambios en los parámetros dosimétricos analizados son poco significativos, siendo leve la discrepancia en los parámetros obtenidos con AcurosXB respecto a los extraídos a partir de DoseCHECK.

## CONCLUSIONES

No se observan variaciones significativas en las dosis en CTV, PTV y recto estimadas sobre el TC de simulación analizando cambios en el número TC promedio para diferentes condiciones de preparación del recto.

# ESTUDIO DE LA VIABILIDAD DEL CÁLCULO DE DOSIS SOBRE CBCT COMO HERRAMIENTA PARA REALIZAR RADIOTERAPIA ADAPTATIVA OFFLINE EN TRATAMIENTOS DE RECTO.

García de Acilu, P. (1); García Ruiz-Zorrilla, J. (1); Martí, J. (2); Prado, A. (2); Zucca, D. (2); Alonso, L. (2); De la Casa, M. Á. (2); Fernández-Letón, P. (3); Rubio, C. (3)

(1) HM Puerta del Sur, (2) HM Sanchinarro, (3) HM Sanchinarro y HM Puerta del Sur

PALABRAS CLAVE: CÁLCULO DE DOSIS SOBRE CBCT RADIOTERAPIA ADAPTATIVA OFFLINE FUSIÓN DEFORMABLE

## OBJETIVO

La adaptación del plan de tratamiento en pacientes que sufren cambios anatómicos es uno de los retos que se encuentra más vigente actualmente en el campo de la radioterapia. Para ello, si no se dispone de un equipo dedicado, se puede realizar la evaluación de la dosimetría sobre los CBCT de tratamiento como paso previo a una hipotética adaptación offline del plan. Si embargo, la evaluación de dosis sobre CBCT no está exenta de polémica debido a las numerosas incertidumbres asociadas al proceso.

En este trabajo se analizan los resultados del cálculo de dosis sobre CBCT, tratamiento de pacientes con cáncer de recto en los que no ha sido necesaria la adaptación del plan, para evaluar así la viabilidad este método como herramienta para implementar un proceso de adaptativa offline.

## MÉTODO

Se ha evaluado el tratamiento de 10 pacientes con prescripción 46-57.50 Gy, administrados en 23 fracciones.

Para ello, se fusiona de forma rígida el CT de planificación con los CBCT de 5 sesiones, aplicando los desplazamientos realizados en la unidad de tratamiento. Se recalcula la dosimetría sobre los CBCT y, mediante fusión deformable, se traslada la dosis al CT de planificación. De este modo podemos acumular la dosis impartida en cada sesión sobre un mismo CT y cuantificar así las desviaciones respecto al plan inicial. Evaluamos los cambios por sesión y el total acumulado durante tratamiento.



## RESULTADOS

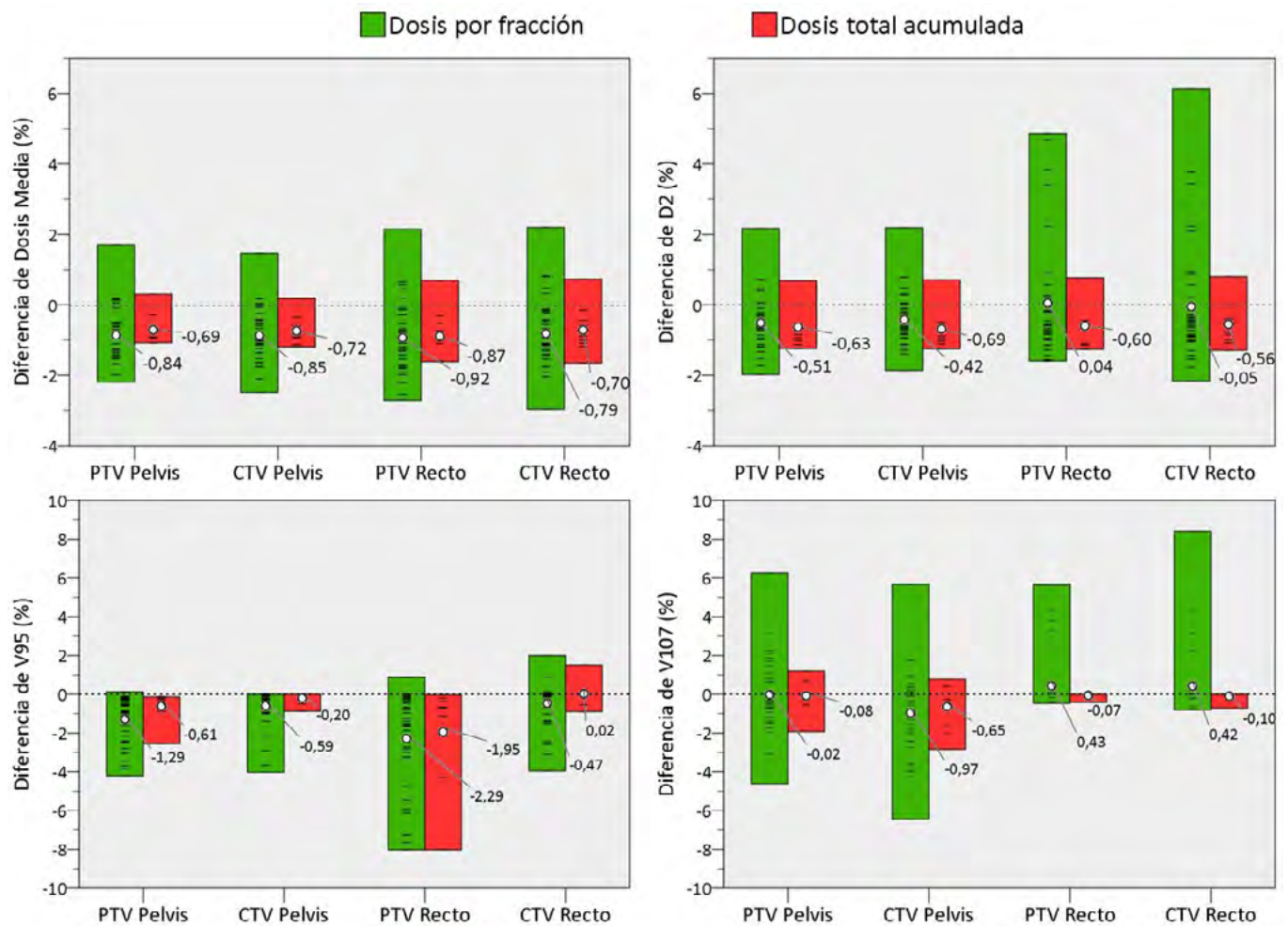


FIGURA 1. Diferencia en el volumen de cobertura y de sobredosificación (V95-V107), y porcentaje de diferencia en dosis media y dosis altas (D2), para los PTVs-CTVs. El círculo representa el valor medio de los 10 pacientes.

## DISCUSIÓN

La dosis media en los PTVs-CTVs, pese a ser menor en los cálculos sobre CBCT, no llega a desviarse en promedio ni un 1%, siendo las máximas desviaciones de tan sólo -1.6 % en el CTV en el tratamiento completo. En cuanto a las dosis altas, D2, aunque la diferencia alcanza un 6 % en algunas fracciones, a lo largo del tratamiento las distribuciones se compensan y se obtiene una diferencia promedio de aproximadamente -0.6 % en todos los volúmenes.

La pérdida de cobertura de los volúmenes objetivo, así como el aumento de las sobredosificaciones, se mantiene en valores inferiores al 8 % por fracción, promediándose también de manera importante en la dosis acumulada hasta valores muy cercanos a cero en media para los CTVs.

Esta compensación de las variaciones en la dosis se debe a que éstas son consecuencia de diferencias en el llenado de la vejiga, aparición de gases en estómago o el recto, diferente colocación del balón vaginal...hechos que, al no ser sistemáticos, se contrarrestan a lo largo de las sesiones.

## CONCLUSIONES

Podemos concluir que, puesto que la diferencia en los parámetros dosimétricos evaluados se mantiene en el tratamiento global en valores clínicamente admisibles, tenemos una herramienta suficientemente robusta para evaluar si es necesaria una adaptación del plan.



## ANÁLISIS DE LAS CORRECCIONES DE POSICIONAMIENTO MEDIANTE CBCT INTRA-FRACCIÓN EN TRATAMIENTOS DE SBRT

García de Acilu, P. (1); García Ruiz-Zorrilla, J. (1); Hernando, O. (1); Martí, J. (2); Prado, A. (2); Zucca, D. (2); Alonso, L. (2); De la Casa, M. Á. (2); Rubio, C. (3); Fernández-Letón, P. (3)

(1) HM Puerta del Sur, (2) HM Sanchinarro, (3) HM Sanchinarro y HM Puerta del Sur

### OBJETIVO

La magnitud de la dosis por sesión impartida en SBRT hace que el tratamiento sea muy sensible a variaciones en la posición del paciente durante su administración. El análisis de las correcciones del posicionamiento que se aplican a partir de las imágenes de CBCT realizados intra-fracción nos permite cuantificar la importancia de la realización de estos CBCT, en función de la patología y los sistemas de control respiratorio utilizados

### MÉTODO

Se han analizado las correcciones de posicionamiento aplicadas en 8447 CBCT intra-fracción de 1513 pacientes, tratados en dos aceleradores del mismo modelo, separando pacientes por patología.

Los tratamientos de hígado, pulmón, páncreas y ganglios que se encuentren en zonas móviles se realizan en respiración mantenida. La unidad-A utiliza el sistema Active Breathing Coordinator, ABC, (Elekta), mientras que la unidad-B el sistema Catalyst (C-Rad). Además, en la unidad-A, se realiza en tratamientos de próstata una monitorización mediante ultrasonidos con el sistema Clarity (Elekta).

### RESULTADOS

En ambos aceleradores se calcula la desviación sistemática poblacional (M), la dispersión sistemática poblacional ( $\Sigma$  / *Sigma*) y la dispersión aleatoria poblacional ( $\sigma$  / *sigma*) de las correcciones intra-fracción realizadas en cada dirección.

En la TABLA 1 se muestran resaltados en amarillo los parámetros en los que la diferencia entre ambas unidades es estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ).

|          | PACIENTES | CBCT | LAT (mm) |          |          | LONG (mm) |          |          | VERT (mm) |          |          |
|----------|-----------|------|----------|----------|----------|-----------|----------|----------|-----------|----------|----------|
|          |           |      | M        | $\Sigma$ | $\sigma$ | M         | $\Sigma$ | $\sigma$ | M         | $\Sigma$ | $\sigma$ |
| HÍGADO   | 477       | 2263 | 0,0      | 1,0      | 1,9      | -0,7      | 2,1      | 3,3      | 0,3       | 1,5      | 2,4      |
| PULMÓN   | 530       | 2631 | 0,1      | 0,9      | 1,3      | -0,7      | 1,8      | 2,8      | -0,1      | 1,4      | 1,7      |
| GANGLIOS | 38        | 229  | -0,1     | 0,6      | 1,2      | -0,3      | 1,1      | 1,9      | 0,2       | 0,9      | 1,3      |
| PÁNCREAS | 34        | 257  | 0,5      | 1,1      | 1,9      | -0,5      | 1,8      | 2,7      | 1,0       | 1,4      | 1,8      |
| PRÓSTATA | 68        | 1240 | 0,2      | 0,9      | 1,2      | 0,1       | 0,5      | 1,4      | 0,6       | 0,7      | 1,7      |
| ÓSEAS    | 23        | 106  | 0,1      | 0,6      | 1,0      | 0,1       | 0,6      | 1,3      | 0,2       | 1,0      | 1,3      |

TABLA 1. Análisis de las correcciones intra-fracción aplicadas en la unidad-A

|          | PACIENTES | CBCT | LAT (mm) |          |          | LONG (mm) |          |          | VERT (mm) |          |          |
|----------|-----------|------|----------|----------|----------|-----------|----------|----------|-----------|----------|----------|
|          |           |      | M        | $\Sigma$ | $\sigma$ | M         | $\Sigma$ | $\sigma$ | M         | $\Sigma$ | $\sigma$ |
| HÍGADO   | 70        | 328  | 0,0      | 1,9      | 2,8      | 0,6       | 3,3      | 4,5      | 1,1       | 2,1      | 3,4      |
| PULMÓN   | 162       | 813  | 0,0      | 1,0      | 1,7      | -0,8      | 2,0      | 3,6      | 0,0       | 2,2      | 2,2      |
| GANGLIOS | 26        | 149  | 0,0      | 1,1      | 1,9      | -0,2      | 1,3      | 2,3      | 0,7       | 1,3      | 2,4      |
| PÁNCREAS | 16        | 100  | 0,1      | 1,1      | 1,7      | 0,7       | 2,1      | 3,2      | 0,5       | 1,1      | 1,8      |
| PRÓSTATA | 40        | 192  | 0,0      | 1,3      | 1,9      | 0,6       | 1,4      | 1,8      | 0,9       | 1,1      | 1,6      |
| ÓSEAS    | 29        | 139  | 0,2      | 0,6      | 1,5      | -0,1      | 1,1      | 1,7      | 0,2       | 1,5      | 1,4      |

TABLA 2. Análisis de las correcciones intra-fracción aplicadas en la unidad-B



## DISCUSIÓN

La desviación sistemática poblacional,  $M$ , se mantiene por debajo de 1 mm prácticamente en todas las direcciones y patologías, mientras que las dispersiones,  $\sigma$ , se encuentran entre 0.5-3.5 mm en la unidad-A y 0.6-4.5 mm en la unidad-B.

Destaca una  $M$  longitudinal, de aproximadamente -0.7 mm, en hígado, pulmón y páncreas, independiente de la unidad y, por tanto, del sistema de control respiratorio utilizado. Podemos atribuir este valor a la relajación muscular que se produce en el paciente a lo largo del tratamiento. Además, tenemos una diferencia significativa en  $M$  vertical para hígados y páncreas para la cual de momento no tenemos explicación.

Las dispersiones  $\sigma$  son menores en la unidad-A en los casos con control respiratorio (excepto en páncreas, probablemente por falta de estadística) y además casi siempre de forma estadísticamente significativa. Esto nos lleva concluir que el sistema ABC es más robusto que el Catalyst, seguramente por el bloqueo que ejerce sobre la respiración del paciente.

En próstata tenemos una diferencia significativa de  $M$  longitudinal y de varias de las componentes de dispersión, siendo inferior en la unidad que incorpora el sistema Clarity. Esto puede atribuirse a la inmovilización extra que produce la presión que ejerce la sonda de ultrasonidos sobre el perineo. Además, en ambas unidades hay una corrección  $M$  grande, de 0.6-0.9 mm, en vertical, que parece debida al cambio de volumen de la vejiga durante el tratamiento.

## CONCLUSIONES

La realización de algún tipo de control intra-fracción no solo está totalmente justificada sino que además se perfila como necesaria, ya que los errores cometidos en el tratamiento, en caso de no realizarse este control, no son en absoluto despreciables.

# PROPUESTA DE DOS NUEVAS METODOLOGÍAS BASADAS EN ACUMULACIÓN DE DOSIS PARA ESTABLECER LOS MÁRGENES DE TRATAMIENTO EN RADIOTERAPIA DE CABEZA Y CUELLO

Castro Tejero, P. (1); Chamorro, P. (1); Honorato, S. (1); Zaragoza, L. (1); Roch, M. (1); Simón, R. (1); Hernández, D. (1); Cruz Conde, A. (1)  
(1) Hospital Universitario De La Princesa

PALABRAS CLAVE: MÁRGENES DE TRATAMIENTO, ACUMULACIÓN DE DOSIS, RADIOTERAPIA DE CABEZA Y CUELLO

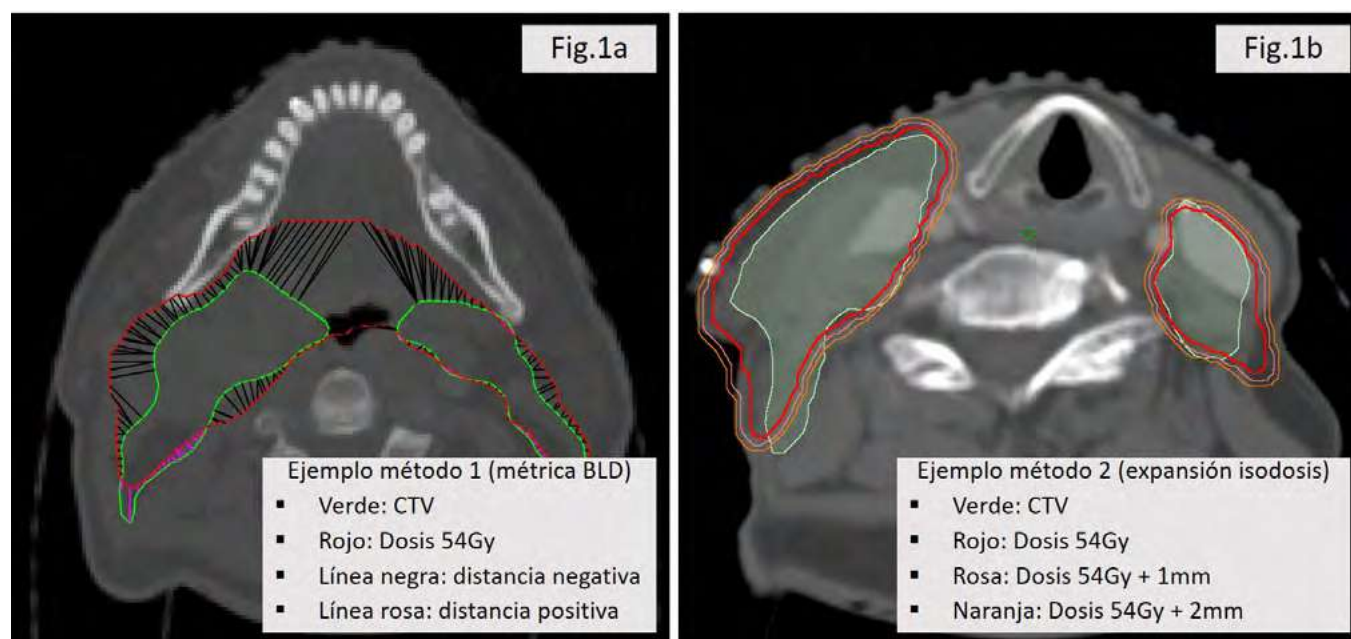
## INTRODUCCIÓN

La estrategia habitual para establecer los márgenes de tratamiento CTV-PTV consiste en fórmulas que incorporan las incertidumbres sistemáticas y aleatorias estimadas a partir de diversas suposiciones. A pesar de su carácter práctico, presentan una validez limitada ya que no suelen incluir las incertidumbres asociadas a cambios anatómicos o deformaciones de tejidos. En este trabajo se presentan dos metodologías para derivar los márgenes en radioterapia de cabeza y cuello (CyC) basadas en acumulación de dosis mediante registro deformable de imagen CBCT diaria.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron 12 pacientes de CyC, sobre los que se diseñó un tratamiento VMAT sobre el CTV (margen 0mm). Este plan se generó usando la misma configuración de haces y criterios de optimización que el plan clínico original. El volumen de alto riesgo (CTV<sub>HR</sub>) se planificó a 66Gy (intención radical) o 60-64Gy (pacientes operados), y las regiones ganglionares de bajo riesgo (CTV<sub>LR</sub>) a 54Gy, con cobertura mínima en todos los casos del 95%. El tratamiento original de los pacientes incluía una imagen previa diaria kV-CBCT, con corrección de mesa 6D. El software Velocity (versión 4.1, Varian Medical Systems) se utilizó para realizar un registro deformable CBCT-TC, con generación de TC sintéticos, lo que permitió reconstruir y acumular la dosis para el plan margen cero, incorporando las correspondientes variaciones de posicionamiento y cambios anatómicos de las diferentes sesiones. Las isodosis de prescripción (IP) se convirtieron en contornos para posteriormente poder aplicar los métodos: 1) se programó en Matlab el cálculo de la métrica Distancia Bidireccional Local con signo (sBLD) comparando el contorno CTV con IP (Fig.1a); el margen se definió como el umbral del BLD donde el 95% del CTV es cubierto por IP. 2) el contorno IP se va expandiendo a intervalos de 1mm hasta que la intersección con el CTV es mayor de 95% (Fig.1b). Se analizaron también otras coberturas, 98% y 99%, para mostrar la sensibilidad de los métodos.





## RESULTADOS

Para incluir el 90% de la muestra, de manera que se cubra el 95% del CTV con IP, es necesario utilizar un margen aproximado de 4 y 2mm, dependiendo del método utilizado (tabla1).

## DISCUSIÓN

Ambos métodos presentan una discrepancia importante en los márgenes obtenidos, unos 2mm, por lo que creemos que es necesaria una revisión exhaustiva de ambos algoritmos. En el caso de la métrica BLD la mayor densidad de puntos en zonas de curvaturas extremas, donde más difícil es conseguir una buena cobertura, puede suponer una sobreestimación del margen. El segundo método puede conllevar infraestimaciones del margen, ya que la expansión es isótropa independientemente de la anatomía del paciente y si existen órganos de riesgo.

## CONCLUSIÓN

Se proponen dos metodologías basadas en acumulación de dosis mediante registro deformable para determinar los márgenes de tratamiento a aplicar en pacientes de radioterapia de CyC. Se requiere un análisis detallado de ambos métodos para comprobar el origen de las discrepancias.

Tabla1. Márgenes de PTV para incluir un 90% de los pacientes y diferentes coberturas de CTV para la isodosis de prescripción (IP).

|         | 95% CTV cubierto por IP |          | 98% CTV cubierto por IP |          | 99% CTV cubierto por IP |          |
|---------|-------------------------|----------|-------------------------|----------|-------------------------|----------|
| Volumen | Método 1                | Método 2 | Método 1                | Método 2 | Método 1                | Método 2 |
| CTV_LR  | 4,1 mm                  | 1,8 mm   | 6,0 mm                  | 3,8 mm   | 8,3 mm                  | 6,1 mm   |
| CTV_HR  | 4,4 mm                  | 2,1 mm   | 6,3 mm                  | 3,6 mm   | 7,3 mm                  | 5,2 mm   |



## INMOVILIZACIÓN DE CABEZA Y CUELLO: COMPARATIVA ENTRE DIFERENTES MÁSCARAS LARGAS

Hernández González, D. (1); Castro Tejero, P. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Roch González, M. (1); Honorato Hernández, S. (1); Talaya Alarcón, M. S. (2); Rubiato Aragón, R. (1); Carroceda González, S. (1); Valiente González, A. (1); Tortosa Caparros, E. (2)

(1) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: INMOVILIZACIÓN CABEZA Y CUELLO

### INTRODUCCIÓN

Una buena inmovilización del paciente puede suponer el éxito del tratamiento para el paciente de radioterapia. En el mercado actual, son múltiples las soluciones que se presentan para la inmovilización craneal.

En este estudio se analiza la reproducibilidad de los tratamientos impartidos con dos inmovilizadores craneales diferentes.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han analizado las imágenes ConeBeamCT pre-tratamiento de 42 pacientes, de los cuales 30 pacientes han sido tratados con las máscaras largas de la casa comercial A (MA) y 12 pacientes tratados con las máscaras largas la casa comercial B (MB).

Los 18 pacientes que han sido tratados en el TrueBeam cuentan con 6 grados de libertad gracias a la mesa 6DoPerfect Pitch. Ha permitido realizar correcciones en los 3 ejes habituales de desplazamiento (vertical, longitudinal y lateral) y de 3 giros isocéntricos (rotación, cabeceo y balanceo).

El resto de pacientes, tratados en la máquina Clinac 2300-iX, sólo tienen correcciones en los ejes vertical, longitudinal, lateral y rotación exclusivamente.

### RESULTADOS

Los pacientes tratados con las máscaras MA presentan desplazamientos en el eje vertical, longitudinal y lateral similares a los pacientes tratados con las máscaras MB.

Como se observa en la figura 1, los pacientes con inmovilizador MB tratados en el Clinac 2300-iX presentan desplazamientos en rotación muy inferiores respecto a los pacientes con el dispositivo de inmovilización MA tratados en la misma máquina.

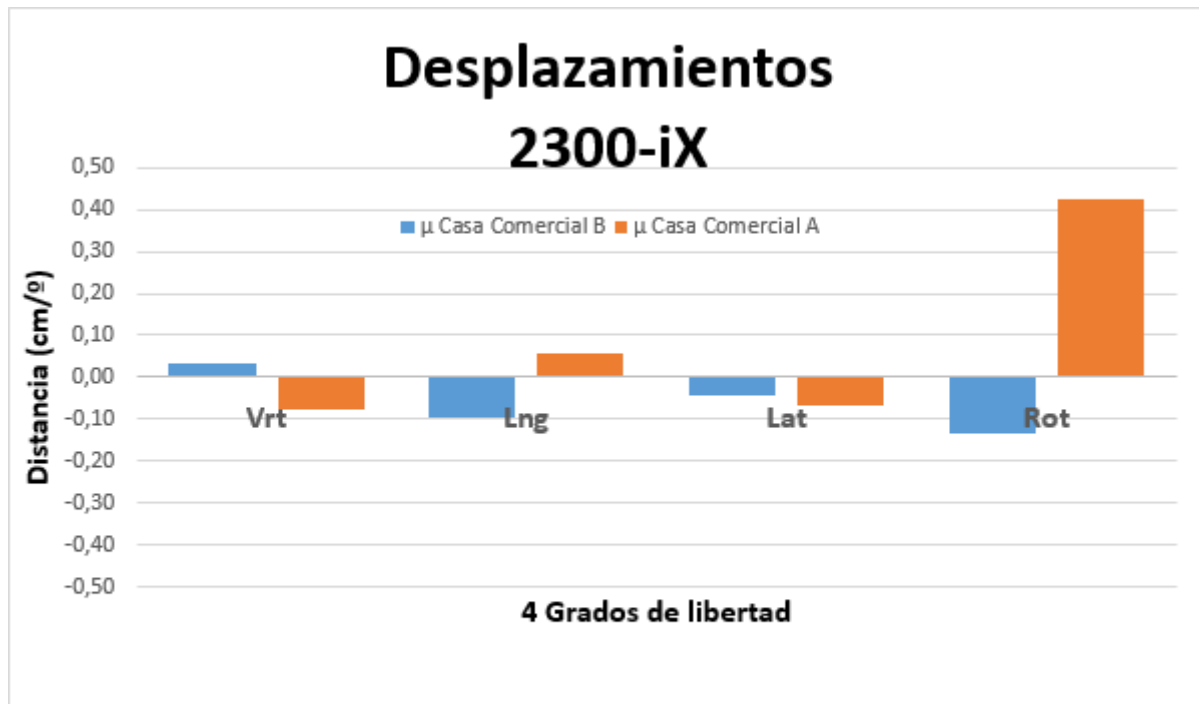


Figura 1. Se muestra el promedio de los desplazamientos aplicados para los ejes vertical (cm), longitudinal (cm), lateral (cm) y rotación (grados) de los pacientes tratados en el Clinac 2300-iX con las máscaras MB (azul) y las máscaras MA (naranja).

En el TrueBeam se observa que los desplazamientos en cabeceo y en rotación también son inferiores para los pacientes tratados con las máscaras MB. Sin embargo, los desplazamientos en balanceo son inferiores para los pacientes tratados con las máscaras largas MA.

El análisis de todos los pacientes, independiente de la máquina, se muestra en la figura 2. Se observa que los desplazamientos con el sistema de inmovilización de la casa comercial B son muy inferiores a los desplazamientos realizados a los pacientes que se han tratado con la máscara de la casa comercial A, excepto en el eje del balanceo.

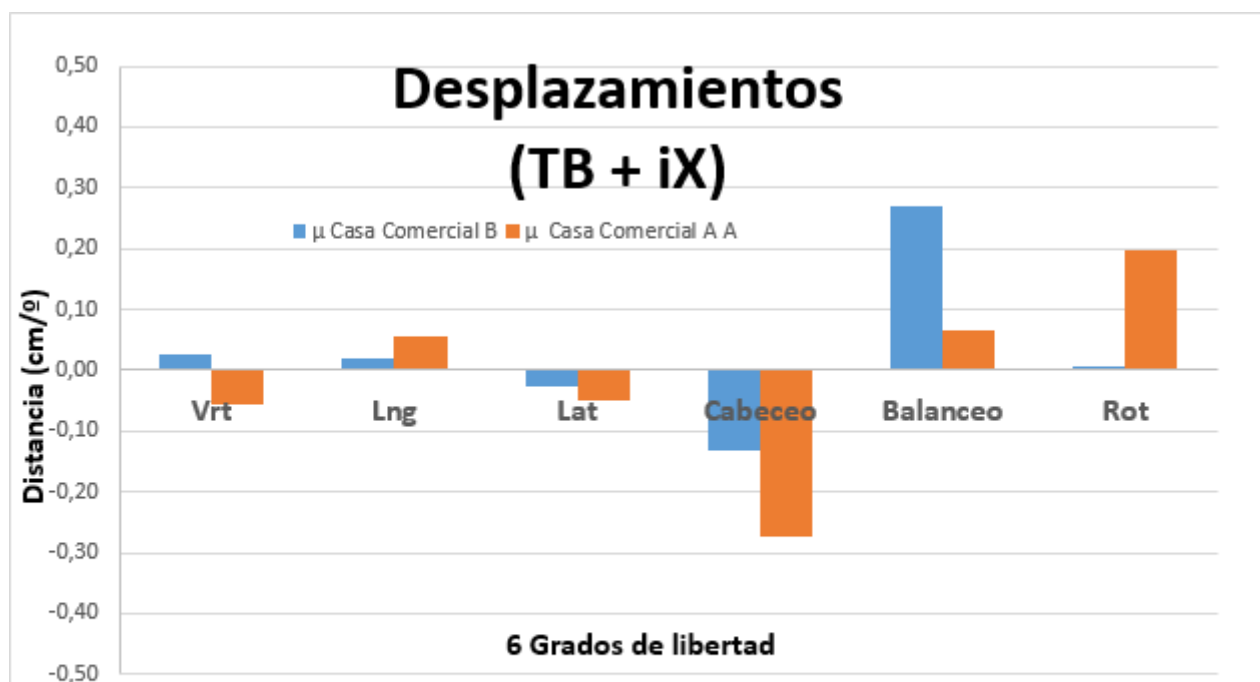


Figura 2. Se muestra el promedio de los desplazamientos aplicados para los ejes vertical (cm), lateral (cm), cabeceo (grados), balanceo (grados) y rotación (grados) para todos los pacientes analizados, tratados en ambas máquinas. En color azul son los pacientes tratados con las máscaras MB y en color naranja los pacientes tratados con las máscaras MA

También se han revisado las imágenes visualmente y se ha comprobado que la posición de los hombros es mucho más reproducible con las máscaras MB.

## CONCLUSIONES

Cuando se dispone de nuevo material en el servicio es conveniente realizar un análisis para saber si el producto mejora lo existente.

Las máscaras proporcionadas por la casa comercial B consiguen una mejor reproducibilidad de la posición del paciente, disminuyendo los desplazamientos a realizar previo al tratamiento.

# EVALUACIÓN CLÍNICA DEL SISTEMA DE PREPOSICIONAMIENTO GUIADO POR SUPERFICIE BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC PARA TRATAMIENTOS CRANEALES

Alonso Muriedas, J. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Reguilón Martín, A. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Fabregat Borrás, R. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Gómez Enríquez, F. (1); Bruzos López, D. (1); Rivero Pérez, A. L. (1); Albendea Roch, J. (1); Pinto Guevara, F. (1); García Lamela, M. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

PALABRAS CLAVE: EXACTRAC DYNAMIC

## INTRODUCCIÓN

El sistema Brainlab Exactrac Dynamic (ED) se compone de dos tubos de rayos X kV situados en el suelo, dos detectores de panel plano montados en el techo y un solo receptáculo situado también en el techo, el cual contiene un proyector de luz estructurada, dos cámaras de alta resolución y una cámara térmica integrada.

El sistema realiza automáticamente el preposicionamiento del paciente haciendo coincidir la imagen en vivo 3D con el contorno externo generado en el sistema de planificación del tratamiento. La posición final se alcanza mediante la fusión las imágenes estereotácticas de rayos X y las imágenes de tomografía computarizada de referencia. Durante el tratamiento, los datos térmicos se combinan con la información de la superficie para monitorear al paciente.



El objetivo de este trabajo ha sido la evaluación de la precisión del sistema de preposicionamiento guiado por superficie para tratamientos craneales.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema ED incorporado en un acelerador lineal Varian TrueBeam STX se testeó usando los datos de 13 pacientes que recibieron de 1 a 5 fracciones de radioterapia estereotáctica craneal.

Cada día de tratamiento, los pacientes fueron inmovilizados con el sistema de máscara estereotáctica 4PI. Después de realizar el preposicionamiento de los pacientes con el sistema de guiado de superficie ED, se calcularon los errores residuales de las imágenes estereoscópicas registradas por los rayos X kV en los ejes vertical, longitudinal y lateral.

Se calculó para cada fracción de tratamiento el módulo del vector compuesto por los ejes vertical, longitudinal y lateral.

## RESULTADOS

En la FIGURA 1 se muestra el histograma del módulo del vector de todos los días de tratamiento registrados. Se observa que la mayoría de desplazamientos están entre 3.5 y 4.5 mm. El valor media fue  $4.4 \pm 1.9$  mm ( $k=1$ ).

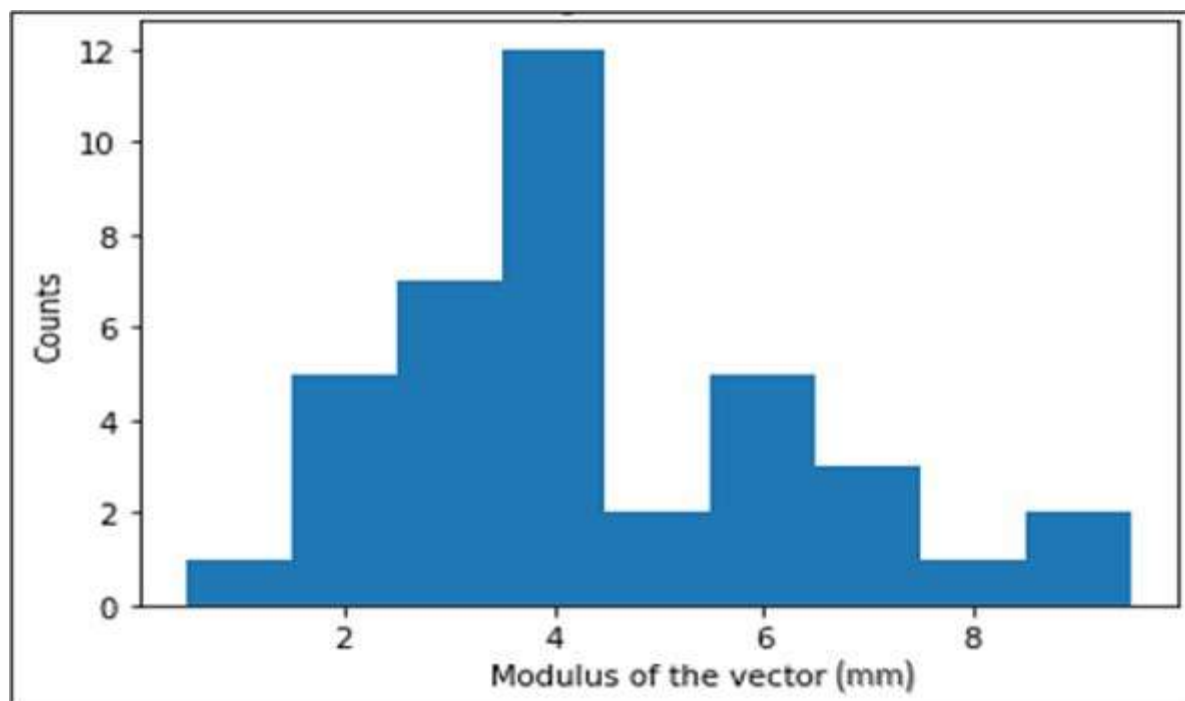


Figure 1. Histogram of the vector modulus from all the treatments

La FIGURA 2 muestra el error residual de cada eje para todos los pacientes y todos los días de tratamiento. El valor medio fue  $0.4 \pm 1.8$  mm,  $1 \pm 3$  mm and  $-3.2 \pm 1.3$  mm para la posición lateral, longitudinal y vertical ( $k=1$ ), respectivamente.

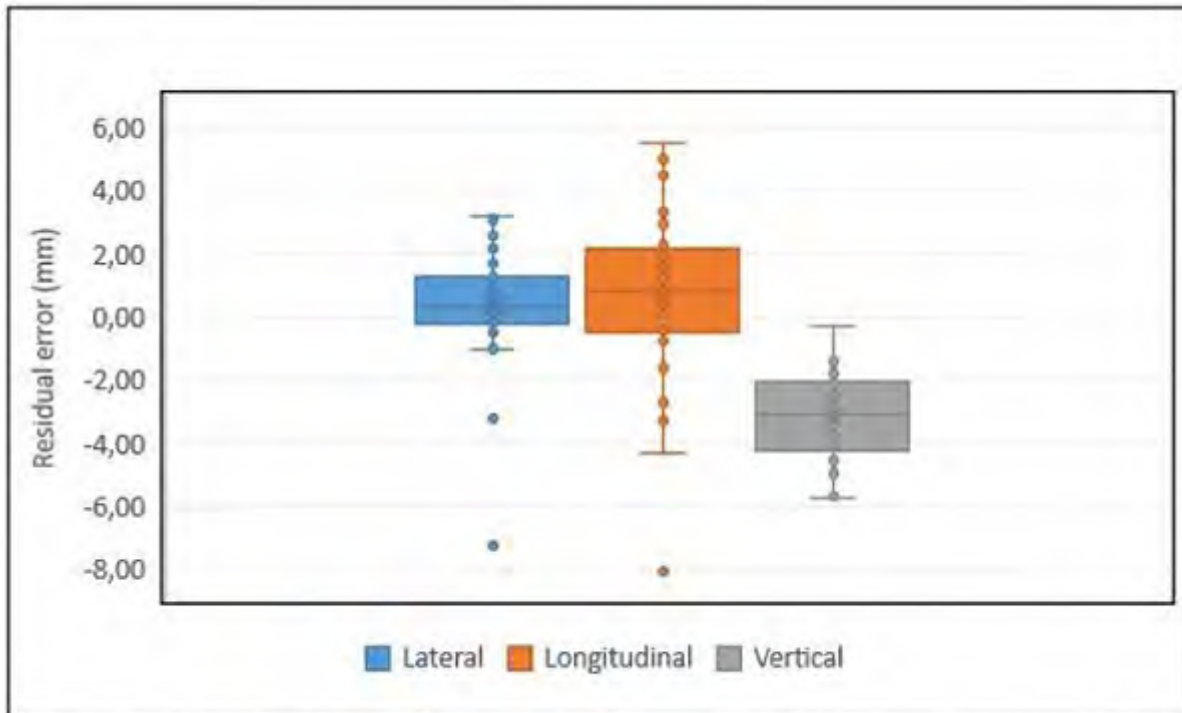


Figure 2. Residual error from surface prepositioning system and stereoscopic kV x-ray system

## DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos para el sistema de preposicionamiento guiado por superficie ED muestran, de media, una precisión submilimétrica para los ejes lateral y longitudinal para pacientes inmovilizados con máscara estereotáctica 4PI. Sin embargo, se encuentra menos precisión para el eje vertical, probablemente debido a la imprecisión de la generación del contorno externo por la máscara termoplástica.

Consecuentemente, se necesita información interna del Cone Beam Computed Tomography o de las imágenes de rayos X kV para alcanzar una precisión submilimétrica total necesaria, por ejemplo, en tratamientos de radiocirugía.

## CONCLUSIÓN

Se ha realizado un análisis de la precisión del preposicionamiento de pacientes con tratamientos craneales realizado por el sistema Brainlab Exactrac Dynamica de guiado por superficie

# EVALUACIÓN DE LA INMOVILIZACIÓN DEL SISTEMA TRUPOINT ARCH SRS/SRT

Barranco López, A. (1); Valtueña Peydró, G. (1); González Lizarraga, Í. (1); Calderó Torra, M. (1); Sánchez Cortés, C. (1); Castán Guerrero, C. (1); Vera Tena, D. (1); Calvo Carrillo, S. (1); Ortega Pardina, P. (1); García Romero, A. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

PALABRAS CLAVE: INMOVILIZACIÓN, RADIOCIRUGÍA, IGRT, RADIOTERAPIA EXTERNA

## INTRODUCCIÓN

El sistema de inmovilización trUpoint ARCH SRS/SRT Immobilization (CIVCO Medical Solutions) es un sistema de inmovilización pensado para radiocirugía. Consiste en una máscara termoplástica abierta sobre la cara del paciente, cuya cabeza reposa a su vez sobre un colchón (recubierto también de material termoplástico). El paciente, además, tiene un mordedor y una fijación sobre el puente de la nariz. En este trabajo se evalúa la inmovilización conseguida con este sistema.





## MATERIAL Y MÉTODOS

Los pacientes se han tratado con la inmovilización mencionada en un acelerador TrueBeam con colimador High Definition 120 y mesa Perfect Pitch de 6 grados de libertad.

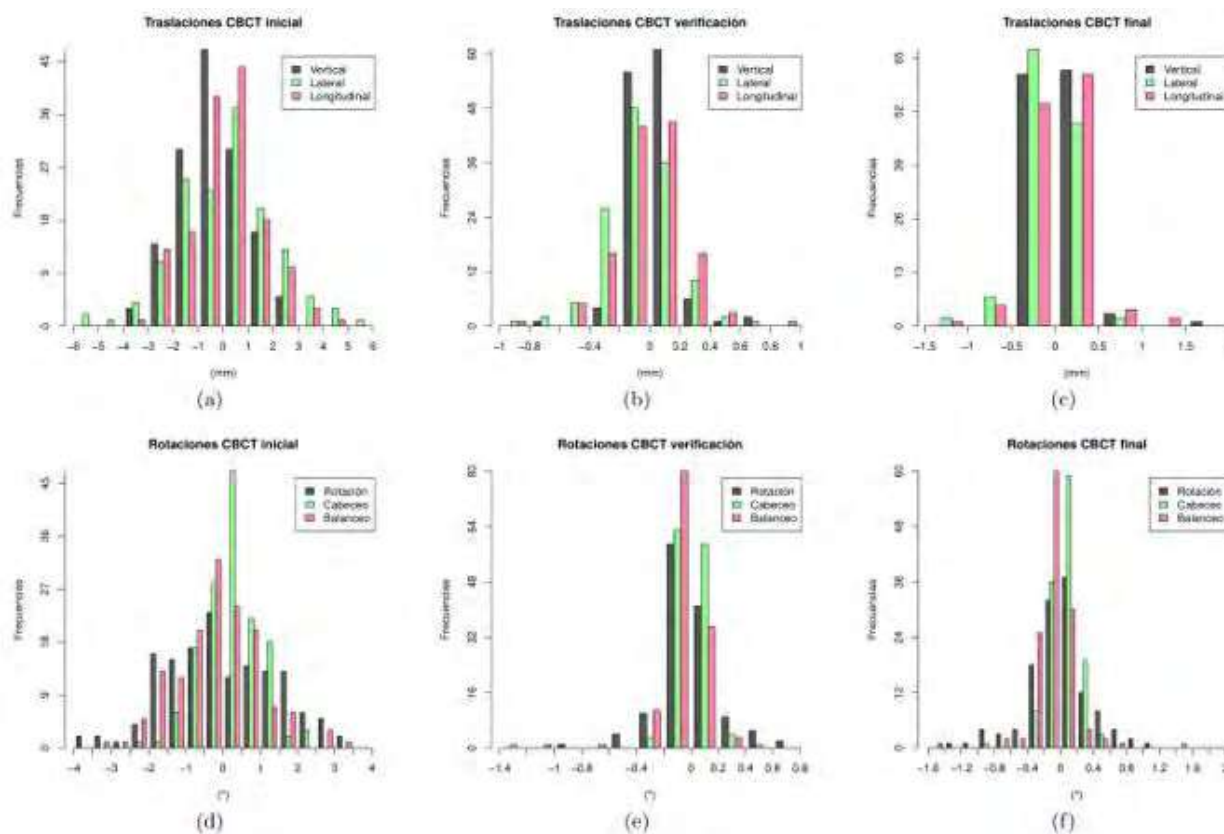
El procedimiento de radioterapia guiada por imagen aplicado ha sido:

- Tras colocar al paciente se realiza una tomografía computarizada de haz cónico o CBCT inicial. Tras el registro con la imagen TC de simulación se obtienen unos desplazamientos (vertical, lateral y longitudinal) y unas rotaciones (rotación, cabeceo y balanceo) que serán aplicados a la mesa 6D.
- Tras aplicar estos desplazamientos, se realiza otro CBCT (de "verificación"), para asegurarnos que los desplazamientos realizados por la mesa han sido correctos.
- Posteriormente, se aplica el tratamiento y tras este, se realiza un "CBCT final", para controlar cuánto se ha movido el paciente durante el tratamiento, obteniendo así los traslaciones y rotaciones intrafracción.

De los errores sistemáticos y aleatorios obtenidos se estima el margen necesario que se ha de aplicar para obtener el volumen objetivo de planificación (PTV) a partir del volumen objetivo clínico (CTV) aplicando la fórmula de van Herk et al [1,2].

## RESULTADOS

En la figura se muestran las traslaciones y rotaciones obtenidas para los CBCT iniciales, de verificación y finales.



En el cuadro pueden observarse el offset y los errores sistemáticos y aleatorios para cada desplazamiento. También se muestran los márgenes obtenidos de acuerdo con la fórmula de van Herk et al.

|                            | Vertical | Lateral | Longitudinal | Rotación | Cabeceo | Balanceo |
|----------------------------|----------|---------|--------------|----------|---------|----------|
| Offset $M$                 | 0.13     | -0.028  | 0.079        | 0.016    | 0.1     | -0.047   |
| Error sistemático $\Sigma$ | 0.34     | 0.33    | 0.33         | 0.43     | 0.31    | 0.28     |
| Error aleatorio $\sigma$   | 0.13     | 0.24    | 0.29         | 0.26     | 0.15    | 0.16     |
| Margen                     | 0.93     | 1       | 1            |          |         |          |



## DISCUSIÓN

Los errores sistemáticos obtenidos son ligeramente superiores a los que aparecen en la literatura [3]. Esta discrepancia en los errores puede ser debida a las traslaciones que hemos encontrado para los CBCT de verificación. También debemos destacar la limitación de los resultados proveniente del bajo número de sesiones de cada tratamiento que limita la potencia estadística e impide comprobar que se cumplen las condiciones para la aplicación de la fórmula de van Herk et al.

## CONCLUSIÓN

Los márgenes aplicados en la práctica clínica en nuestra institución son lo suficientemente seguros como para incluir sobradamente las incertidumbres geométricas encontradas. Es cierto que las incertidumbres geométricas se podrían reducir si se corrigieran los desplazamientos del CBCT de verificación, obteniendo así incertidumbres similares a las de la literatura, aunque habría que investigar la precisión de los desplazamientos de camilla y la reproducibilidad de los registros entre imágenes obtenidas con el CBCT y las de simulación que se usan para la planificación. Una vez analizados estas fuentes adicionales de incertidumbre se podría plantear la reducción del margen que se aplica al CTV para obtener el PTV.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> VAN HERK M, REMEIJER P, RASCH C Y LEBESQUE JV. THE PROBABILITY OF CORRECT TARGET DOSAGE: DOSE-POPULATION HISTOGRAMS FOR DELIVERING TREATMENT MARGINS IN RADIOTHERAPY. INT. J. RADIAT ONCOL BIO. PHYS 2000; 47(4)
- <sup>2</sup> VAN HERK M. ERRORS AND MARGINS IN RADIOTHERAPY. SEMINARS IN RADIATION ONCOLOGY 2004; 14(1).
- <sup>3</sup> LANG S, LINSSENMEIRE C, BROWN ML, CAVELAARS F, TINI A ET AL. IMPLEMENTATION AND VALIDATION OF A NEW FIXATION SYSTEM FOR STEREOTACTIC RADIATION THERAPY: AN ANALYSIS OF PATIENT IMMOBILIZATION. PRACTICAL RADIATION ONCOLOGY 2015.

# CONTROL DE POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE: COHERENCIA ENTRE UN SISTEMA SGRT Y CBCT

Botella Faus, P. (1); Alonso Delgado, I. (1); Adaimi Hernández, P. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Rollán Plaza, R. (1); Trápaga Porrero, V. (1); Martín García, D. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Gaitán Simón, A. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Ferrando Sanchez, A. (1); Cabello Murillo, E. (1)  
(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

PALABRAS CLAVE: SGRT, IGRT, POSICIONAMIENTO, CEREBRAL

## INTRODUCCIÓN

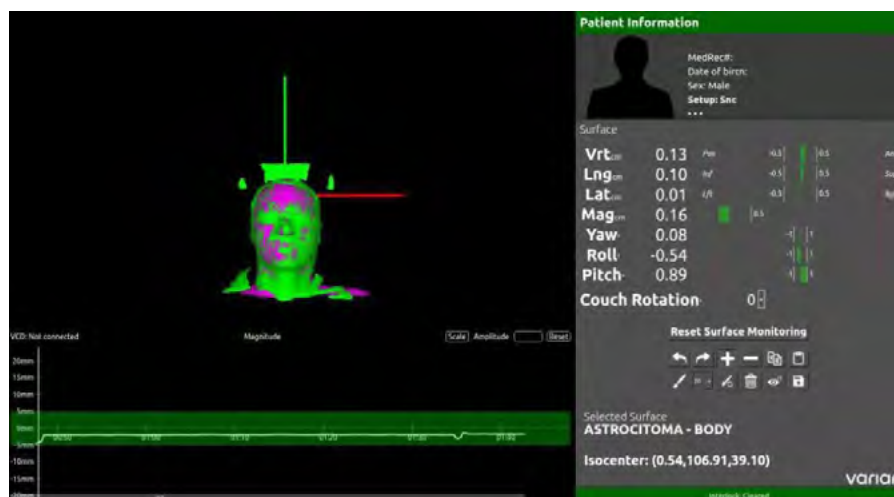
Para garantizar una correcta ejecución de un tratamiento en radioterapia se debe realizar un control de posicionamiento ya que se necesita reproducir con máxima precisión la simulación del paciente. Para ello existen varias técnicas, entre ellas la adquisición de la CBCT (IGRT) al posicionar al paciente, y la radioterapia guiada por superficie (SGRT).

El objetivo de este estudio es analizar los desplazamientos detectados por un sistema de radioterapia y posicionamiento guiada por superficie (SGRT) y compararlos con los desplazamientos obtenidos mediante la CBCT como técnica de posicionamiento en un conjunto de pacientes de tratamientos craneales.

## MATERIALES Y MÉTODOS

En el estudio se incluyen 10 pacientes y un total de 41 sesiones de tratamiento para localizaciones cerebrales. En cada sesión se utiliza el sistema de control guiado por superficie *IDENTIFY* (Varian Medical Systems) para ayudar en el posicionamiento del paciente. A su vez se le realiza un CBCT inicial para comprobar los desplazamientos resultantes de la fusión de este con el TC de simulación.

Se comparan los valores de desplazamiento vertical, lateral y longitudinal (cm), así como la rotación, el cabeceo y el balanceo (°) obtenidos de la CBCT de posicionamiento con los valores de movimiento indicados por *IDENTIFY* en el momento previo[AD1] a la adquisición de la CBCT. Se han excluido de estos datos los valores anómalos mediante el análisis del rango inter cuartil.



## RESULTADOS

Una vez realizadas las comparativas se calculan diferencias absolutas entre los desplazamientos requeridos por ambos sistemas. Los valores promedio obtenidos son: 0.18 cm en dirección vertical, 0.27 cm en longitudinal y 0.25 cm en lateral. Los valores máximos obtenidos en los casos estudiados fueron respectivamente 0.47 cm, 0.75 cm y 0.71 cm. En cuanto a la comparativa de las angulaciones se obtuvieron promedios de 0.81° en rotación, 0.77° en balanceo y 1.21° en cabeceo con valores máximos de 2.33°, 1.83° y 3.00°.

|                            | Vrt (cm) | Lng (cm) | Lat (cm) | Rtn (°) | Roll (°) | Pitch (°) |
|----------------------------|----------|----------|----------|---------|----------|-----------|
| <b>Promedio</b>            | 0,18     | 0,27     | 0,25     | 0,81    | 0,77     | 1,21      |
| <b><math>\sigma</math></b> | 0,14     | 0,20     | 0,23     | 0,57    | 0,49     | 0,79      |
| <b>Máximo</b>              | 0,47     | 0,75     | 0,71     | 2,33    | 1,83     | 3,00      |

## DISCUSIÓN

Los promedios de las discrepancias entre los valores obtenidos por la CBCT y por el sistema de guiado por superficie *IDENTIFY* están dentro de la tolerancia del protocolo de SGRT del centro, no superando los 3 mm en desplazamientos y 1.5° en rotación del paciente. Se observa una coherencia, por tanto, entre ambos sistemas.

## CONCLUSIÓN

Los sistemas de radioterapia guiada por superficie son una herramienta muy útil para el posicionamiento del paciente por su precisión y su comodidad.

Se puede llegar a plantear el sustituir el sistema actual de colocación por láseres, prescindiendo así de los tatuajes de alineación, aunque siempre será necesario verificar el posicionamiento del paciente con la CBCT inicial. El sistema de guiado por superficie puede utilizarse como paso previo a la CBCT para aproximar al paciente y reproducir de la forma más exacta posible la TC de simulación.

## REFERENCIAS

- 1 INFORME DEL GRUPO DE TRABAJO DE LA SEFMSOBRE RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE (SGRT): PROCEDIMIENTOS RECOMENDADOS PARA LA ACEPTACIÓN Y PUESTA EN FUNCIONAMIENTO. REV FIS MED 2022;23(1)(ENERO-JUNIO).



## MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN EN SBRT DE PRÓSTATA CON MONITORIZACIÓN EN TIEMPO REAL

de la Monja Rey, P. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); Glaría Enriquez, L. (1); Yang, G. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Sánchez López, R. (1); Huertas Martínez, C. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

**PALABRAS CLAVE:** MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN, SBRT, PRÓSTATA

### INTRODUCCIÓN

En este estudio se analiza el movimiento intrafracción de los primeros trece pacientes tratados con SBRT de próstata con un acelerador lineal de electrones con la técnica de VMAT, con monitorización del movimiento de la próstata en tiempo real mediante un sistema guiado por radiofrecuencia, RayPilot (Micropos Medical AB).

### MATERIAL Y MÉTODOS

Desde mayo de 2022 hasta enero de 2023 se han tratado trece pacientes con SBRT de próstata y detección de la posición prostática en tiempo real. Los pacientes incluidos fueron de riesgo bajo e intermedio y con un volumen de la próstata menor de 100 cc.

El tratamiento se administró en cinco sesiones. La dosis de prescripción al PTV ha sido de 36.25 Gy. En algunos casos, con lesión intraprostática dominante definida, se ha escalado a 37.5 Gy a dicha lesión excluyendo el PRV de uretra y el PRV del recto.

El seguimiento de la posición de la próstata se ha realizado mediante un transmisor que se coloca a través de una sonda en la uretra del paciente y que es detectado por un sistema receptor integrado en un tablero de fibra de carbono. Tanto el posicionamiento, que se verifica mediante la realización de un CBCT, como el tratamiento son registrados por el sistema RayPilot.

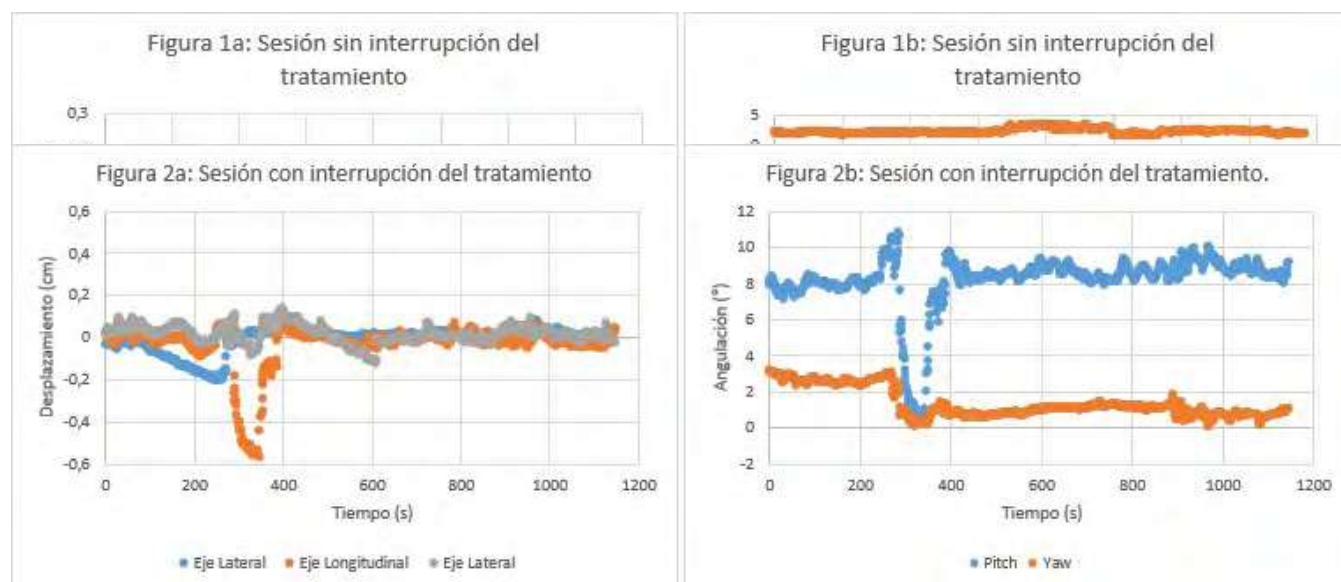
El criterio de irradiación fue que el desplazamiento prostático fuera igual o menor a 2 mm en cualquiera de los ejes. En caso de variación, si el paciente no retorna a los rangos de tratamiento, se vuelve a tomar un origen en el sistema RayPilot y se repite el CBCT.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se analizan un total de 54 sesiones correspondientes a los primeros trece pacientes tratados. Cinco sesiones no se analizan por problemas técnicos durante el tratamiento y seis sesiones no quedan registradas. El tiempo medio registrado por paciente incluyendo posicionamiento y tratamiento es de 25 minutos.

La administración de radiación es continua, sin requerir interrupción del tratamiento en 27 sesiones (50%) de las 54 sesiones de tratamiento registradas. Solamente un paciente no tuvo ninguna interrupción durante sus 5 sesiones. En 15 sesiones (27% del total), en algún momento del tratamiento se registra un desplazamiento mayor de 5 mm en al menos uno de los ejes.

En la Figuras 1 y 2 se muestra el desplazamiento del sensor en una sesión donde no hay interrupción del tratamiento (FIGURA 1) y en otra sesión donde se registran variaciones fuera de rango (FIGURA 2).





## CONCLUSIONES

El estudio de la variación intrafracción derivada de las variaciones de posición del volumen blanco, detectadas mediante el sistema aquí descrito, indica la importancia del seguimiento en tiempo real de la próstata en este tipo de tratamiento.

El seguimiento de posición del sistema RayPilot permite administrar con seguridad las dosis elevadas de radiación requeridas para SBRT de próstata. Es un sistema factible para emplearlo en el flujo normal con un acelerador lineal sin aumento excesivo de la carga de trabajo y el tiempo de tratamiento.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> REAL-TIME INTRAFRACTION MOTION MONITORING IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY. JENNY BERTHOLET, ANTJE KNOPF, BJÖRN EIBEN, JAMIE MCCLELLAND, ALEXANDER GRIMWOOD, EMMA HARRIS, MARTIN MENTEN, PER POULSEN, DOAN TRANG NGUYEN, PAUL KEALL<sup>5</sup> AND UWE OELFKE
- <sup>2</sup> INTRAFRACTION PROSTATE MOTION MANAGEMENT DURING DOSE-ESCALATED LINAC-BASED STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY. DENIS PANIZZA, VALERIA FACCENDA, RAFFAELLA LUCCHINI, MARTINA CAMILLA DANIOTTI, SARA TRIVELLATO, PAOLO CARICATO, VALERIO PISONI, ELENA DE PONTI AND STEFANO ARCANGELI
- <sup>3</sup> HIGH PRECISION TRANSPONDER LOCALIZATION USING A NOVEL ELECTROMAGNETIC POSITIONING SYSTEM IN PATIENTS WITH LOCALIZED PROSTATE CANCER. JON KINDBLOM, ANN-MARIE EKELOUND-OLVENMARK, HANNA SYREN, ROMAN IUSTIN, KARIN BRAIDE, INGELA FRANK-LISSBRANT, BO LENNERNÄS

# EVALUACIÓN DE LOS DESPLAZAMIENTOS DE TRATAMIENTOS MULTI ISOCÉNTRICOS EN IRRADIACIONES CRANEOESPINALES

Astudillo Olalla, R. (1); Gómez Enríquez, F. (1); Fabregat Borrás, R. (1); Cutiérrez Ruiz, M. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Reguilón Martín, A. (1); Bruzos López, D. (1); Díaz de Cerio Martínez, I. (1); Corro Verde, U. A. (1); Martín Veganzones, M. (2); Valverde-Pascual, I. (2); Albendea Roch, J. (1); Pinto Guevara, F. (1); García Lamela, M. (1); Rivero Pérez, A. L. (1)  
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, (2) Hospital de Cruces

## INTRODUCCIÓN

El tratamiento del meduloblastoma incluye una irradiación postquirúrgica del sistema nervioso central, por lo que el cráneo y la médula espinal deben irradiarse por completo. La dificultad de estos tratamientos radica en la correcta superposición de los campos pertenecientes a diferentes isocentros. En aceleradores lineales de electrones con un colimador pequeño aumenta la dificultad del tratamiento al necesitar más isocentros. El objetivo de este trabajo es el estudio de los desplazamientos del tratamiento para evaluar la calidad del tratamiento y la efectividad del procedimiento

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado la planificación de un tratamiento de un meduloblastoma (longitud de PTV de 64cm) con el planificador Varian Eclipse en un acelerador Varian TrueBeam con un MLC HD120, de tamaño máximo de campo para VMAT de 22cmx30cm. El plan de tratamiento resultó en 4 isocentros.

El sistema de inmovilización fue un colchón de vacío y una máscara termoplástica de cabeza. Durante su posicionamiento en la sala de tratamiento, en primer lugar, se realizó un Cone-Beam extendido (CBCText) desde la cabeza y cubriendo los cuatro isocentros, solo permitiendo movimientos en los tres ejes principales y cabeceo, el cual se mantuvo fijo durante la sesión de tratamiento. El cabeceo sirve para modificar la posición vertical y longitudinal del paciente a lo largo de los siguientes isocentros, dado que este ángulo se referencia al primer isocentro. En caso de presentar rotación o balanceo, se corrige la posición del paciente y se vuelve a realizar un CBCText.

A continuación, conociendo la posición absoluta de los tatuajes (en máscara, tórax y abdomen) y de los isocentros respecto a estos y los desplazamientos y cabeceo obtenidos, se calculan las posiciones ideales de los isocentros en coordenadas de mesa. Se adquieren dos imágenes de kV ortogonales o un CBCT en cada isocentro y se realiza el desplazamiento que necesite el paciente tratando de mantener el desplazamiento longitudinal por debajo de 0.3cm entre isocentros consecutivos y 0.5cm entre el primer y último isocentro.

Con el fin de comprobar la fiabilidad del tratamiento, se han evaluado las diferencias entre las posiciones de mesa calculadas y las de tratamiento. Se ha realizado el promedio y las desviaciones estándar de las diferencias por isocentro y eje principal de movimiento.





## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 y en la tabla 1 se presentan los resultados obtenidos para las diferencias promedio entre las posiciones del paciente calculadas y de tratamiento separadas para cada isocentro y eje de movimiento. Se observa como en el eje lateral ( $-0.04\text{cm} \pm 0.34\text{cm}$ ) y vertical ( $0.01\text{cm} \pm 0.30\text{cm}$ ) están más cercanas a cero que en el eje longitudinal ( $0.12\text{cm} \pm 0.34\text{cm}$ ). Así mismo, el desplazamiento longitudinal global se mantiene por debajo de  $0.5\text{cm}$  ( $0.35\text{cm} \pm 0.19\text{cm}$ ). Ambos comportamientos son esperables en este tipo de tratamientos y nos indica que el tratamiento se ha realizado de forma fiable.

### Diferencias promedio entre posiciones calculadas y reales separadas por eje e isocentro

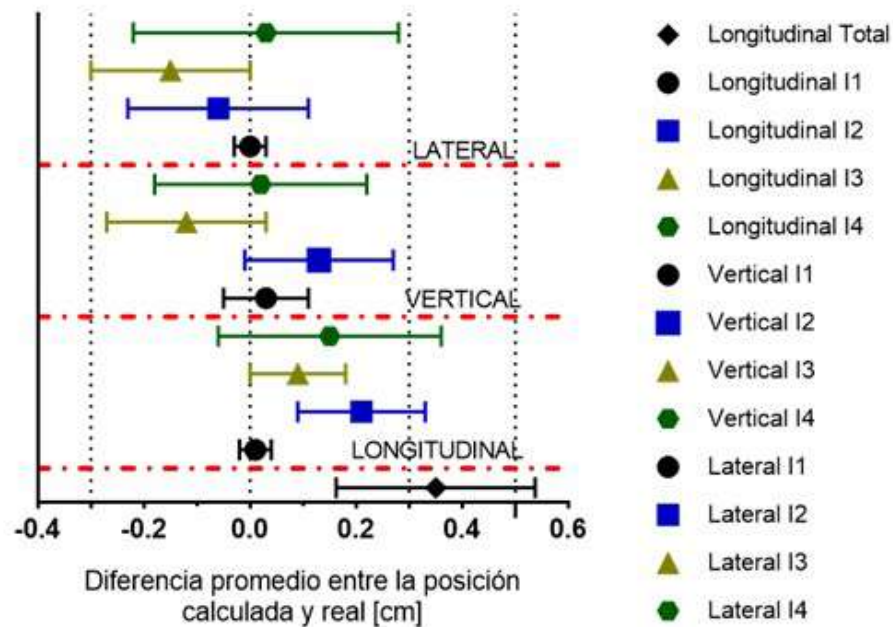


Figura 1: Diferencias promedio entre la posición calculada y real separadas por eje de movimiento e isocentro: isocentro 1 (I1), isocentro 2 (I2), isocentro 3 (I3), isocentro 4 (I4) y diferencia longitudinal entre el primer y último isocentro (Total)





| Eje                          | LONGITUDINAL |             |             |             |                 |
|------------------------------|--------------|-------------|-------------|-------------|-----------------|
| Isocentro                    | Isocentro 1  | Isocentro 2 | Isocentro 3 | Isocentro 4 | Isocentro 4 a 1 |
| promedio [cm]                | 0,01         | 0,21        | 0,09        | 0,15        | 0,35            |
| $\sigma$ ( $\kappa=1$ ) [cm] | 0,03         | 0,12        | 0,09        | 0,21        | 0,19            |
| Eje                          | VERTICAL     |             |             |             |                 |
| Isocentro                    | Isocentro 1  | Isocentro 2 | Isocentro 3 | Isocentro 4 | Promedio        |
| promedio [cm]                | 0,03         | 0,13        | -0,12       | 0,02        | 0,01            |
| $\sigma$ ( $\kappa=1$ ) [cm] | 0,08         | 0,14        | 0,15        | 0,20        | 0,30            |
| Eje                          | LATERAL      |             |             |             |                 |
| Isocentro                    | Isocentro 1  | Isocentro 2 | Isocentro 3 | Isocentro 4 | Promedio        |
| promedio [cm]                | 0,00         | -0,06       | -0,15       | 0,03        | -0,04           |
| $\sigma$ ( $\kappa=1$ ) [cm] | 0,03         | 0,17        | 0,15        | 0,25        | 0,34            |

Tabla 1: diferencias promedio y desviación estándar ( $\kappa=1$ ) entre la posición calculada y real separadas por eje de movimiento e isocentro.

## CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos nos permiten concluir que el procedimiento adoptado asegura el correcto solapamiento de los isocentros de cada uno de los planes de tratamiento, consiguiendo un tratamiento seguro.

## INFLUENCIA DE LA GENERACIÓN DEL CONTORNO EXTERNO DEL PACIENTE EN EL POSICIONAMIENTO CON EL SISTEMA DE SGRT BRAINLAB EXACTRAC DYNAMIC

Astudillo Olalla, R. (1); Gómez Enríquez, F. (1); Fabregat Borrás, R. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Ruiz Arrebola, S. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Reguilón Martín, A. (1); Bruzos López, D. (1); Corro Verde, U. A. (1); Martín Veganzones, M. (2); Valverde-Pascual, I. (2); Albendea Roch, J. (1); Pinto Guevara, F. (1); García Lamela, M. (1); Rivero Pérez, A. L. (1); Anchuelo Latorre, J. T. (1)  
(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, (2) Hospital Universitario de Cruces

## INTRODUCCIÓN

El objetivo del trabajo es optimizar la generación del contorno externo del paciente para un correcto pre-posicionamiento con el sistema Brainlab Exactrac Dynamic (ED) de radioterapia guiada por superficie (SGRT). ED utiliza el contorno externo como superficie de referencia y la compara con la superficie que adquiere durante el pre-posicionamiento del paciente. Para ello, se han generado distintos contornos externos con diferentes sistemas de planificación de tratamientos (TPS) y se compararon analizando la precisión y la exactitud de las diferencias medidas en el pre-posicionamiento.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se empleó el sistema Brainlab Exactrac Dynamic instalado en un acelerador lineal Varian TrueBeam STX; el maniquí Brainlab Cranial Verification Phantom y los inmovilizadores 4Pi stereotactic mask y 4Pi open face mask. Los contornos externos se crearon utilizando Varian Eclipse™, Brainlab IPlan™ y Brainlab Elements™ como TPS.

Tras adquirir las imágenes de simulación se generaron en el TPS los contornos externos con diferentes umbrales de Unidades Hounsfield (UH). Se realizaron un total de 7 casos, descritos en la tabla 1.



| Caso | Inmovilización                | TPS y parámetros utilizados       |
|------|-------------------------------|-----------------------------------|
| a    | Cranial 4Pi Stereotactic Mask | Iplan                             |
| b    | Cranial 4Pi Stereotactic Mask | Eclipse – Límite Inferior: -350HU |
| c    | Cranial 4Pi Stereotactic Mask | Eclipse – Límite Inferior: -950HU |
| d    | Cranial 4Pi Stereotactic Mask | Eclipse - Manual                  |
| e    | Cranial 4Pi Stereotactic Mask | Elements                          |
| f    | Without mask                  | Iplan                             |
| g    | Cranial 4Pi Open Face Mask    | Iplan                             |

Tabla 1: Contornos externos generados. Se indica la inmovilización utilizada y el Sistema de Planificación (TPS) y los parámetros usados para su creación.

Exactrac Dynamic fue utilizado para posicionar el maniquí con su sistema de SGRT. Este utiliza la proyección de luz estructurada para el pre-posicionamiento del tratamiento, obteniéndose la posición final mediante el sistema de rayos X estereoscópico de Brainlab. La exactitud del sistema ED se calculó como la diferencia de posicionamiento entre ambos sistemas. Este proceso se repitió 3 veces.

## RESULTADOS

La figura 1 muestra el desplazamiento promedio obtenido entre las posiciones alcanzadas por la SGRT y los rayos-X. Para todos los casos, la diferencia en el eje vertical fue superior a 1,0mm. Además, se observa un desplazamiento superior a 1,0mm solo en los casos c y d en el eje lateral. En el eje longitudinal esta es inferior a 1,0mm sólo en los casos a y c. En cuanto a la repetibilidad, se obtuvo una desviación estándar ( $\sigma=1$ ) superior a 0,5mm para todo caso y eje, excepto para el caso b.

En cuanto al vector desplazamiento, se obtuvo una exactitud superior a 2,0mm. Además, la combinación de la desviación estándar para cada caso y eje, resultó inferior a 0,5mm en todos los casos excepto el b (1,4mm).

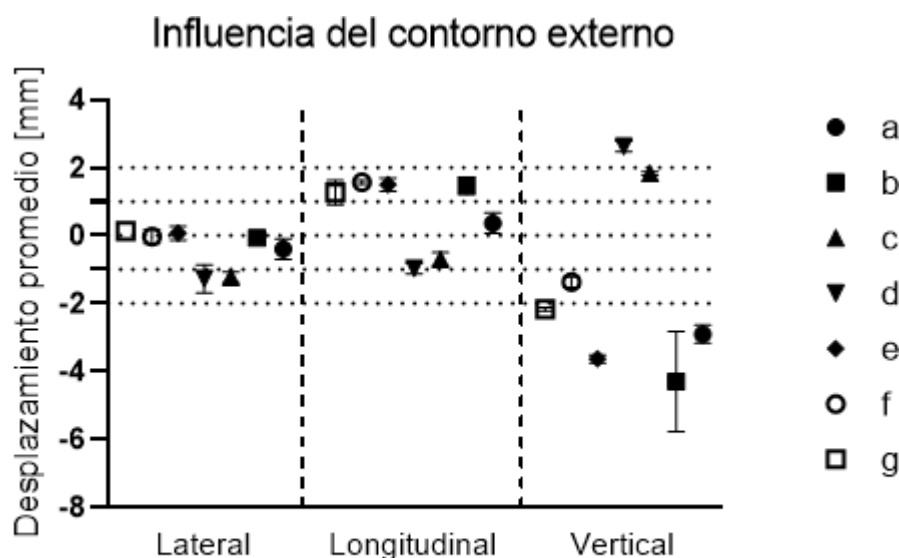


Figura 1: Se representa el desplazamiento promedio y desviación estándar entre las posiciones alcanzadas con el sistema de SGRT y de rayos-X para cada uno de los casos descritos en la tabla 1.



## DISCUSIÓN

Los contornos a y e (generados con TPS de Brainlab) poseen peores valores de exactitud y precisión que el c (generado con Varian). Esto puede deberse a diferencias en el post-procesado en la generación del Body por parte de los TPS.

Se ha observado que los contornos (c y f) que mejor precisión y exactitud poseen son aquellos que reconstruyen mejor la superficie real del paciente, la cual es la que utiliza ED para el posicionamiento.

## CONCLUSIÓN

Tras el análisis de la influencia de los distintos contornos externos para el pre-posicionamiento con ED, se ha encontrado una diferencia entre la posición alcanzada con SGRT y con rayos-X, obteniéndose una desviación global superior a 2,0mm en todos los casos, aunque inferior a 2,5mm en los casos c y f, siendo estos los más adecuados para su uso con ED.

# ESTUDIO DE LAS DIFERENCIAS EN LOS MOVIMIENTOS TRASLACIONALES ENTRE LA FUSIÓN 6D Y LA 4D EN LA TOMOTERAPIA

Castanedo Álvarez, M. (1); Vicent Granado, D. (1); Sasian Cagigas, R. (1); Sánchez Ramos, A. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

## INTRODUCCIÓN

En las SBRT se busca exprimir al máximo las posibilidades del equipo utilizado, entre ellos se encuentra la mesa de tratamiento de tomoterapia. La fusión automática del equipo ofrece la opción de realizarla además de con los movimientos traslacionales habituales (vertical, longitudinal y lateral), añadir el JAW+ROLL+PITCH (Figura1), pero estas correcciones no son del todo cierto y realmente la mesa de tratamiento solo es capaz de aplicar los movimientos de traslación más el ROLL, mientras que las otras dos correcciones son teóricas. El quid se basa en saber si es exacto o cometes mucha incertidumbre al fusionar algo pequeño como son los PTVs comunes en SBRT al no poder corregir nada más que únicamente en 4D. Es por esto que se intenta establecer una relación entre los valores obtenidos teóricamente y los que realmente puede realizar la mesa para establecer unas tolerancias máximas para este tipo de tratamientos, es decir, poder determinar por ejemplo los grados máximos de pitch que se permitirían antes de plantearse reposicionar al paciente.

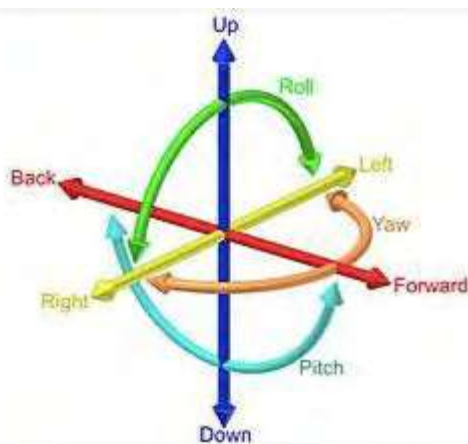


FIGURA 1. Imagen visual de los movimientos en 6D

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se utiliza el acelerador Tomotherapy HD de Accuray para los tratamientos. Durante las sesiones de 15 pacientes (64 sesiones), se ha hecho una fusión teórica completa, es decir, de 6D (tres movimientos de traslación + ROLL + PITCH + JAW) tomando los datos. Se ha reiniciado la fusión, pero en este caso aplicando la opción 4D (tres movimientos de traslación + ROLL) volviendo a anotar los resultados.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se busca estudiar cómo cambian los tres movimientos traslacionales entre la fusión 6D y la 4D, y ver la diferencia de los desplazamientos netos en los tres ejes. En la TABLA 1, se puede observar como el movimiento lateral apenas se ve alterado en 1mm o más en el 3,1%



de los casos, por lo que se puede descartar su alteración. En el movimiento longitudinal, en algo más de un 26% de los casos, se altera entre 0,5mm y 1mm, mientras que la modificación de más de 1mm ocurre en uno cada cinco casos. El movimiento vertical, es el más afectado por está diferencia entre los dos tipos de fusiones y el 26% de las sesiones, se ven alteradas más de 1mm y un 17% entre 0,5 y 1 mm.

| Diferencia (mm)  | Lateral | Longitudinal | Vertical |
|------------------|---------|--------------|----------|
| < 0,5            | 54      | 34           | 36       |
| $0,5 \leq x < 1$ | 8       | 17           | 11       |
| $\geq 1$         | 2       | 13           | 17       |

TABLA 1. Se muestran los resultados de las 64 sesiones y su modificación entre la fusión 6D teórica y la 4D real.

### CONCLUSIÓN

Se puede observar claramente como el movimiento lateral no se ve afectado tanto si se aplica el JAW y el PITCH, como si no se aplica. El movimiento que más afectado se ve es el vertical, que tiene principalmente que ver con la ausencia de corrección del ángulo PITCH, por lo tanto, y tras analizar los datos, tomamos como tolerancia máxima un ángulo de PITCH de 2°. Es decir, si en la corrección teórica se supera, se volverá a posicionar al paciente indexando el Exacradle en una posición más baja.

## EVALUACIÓN DE LA PRECISIÓN DE UN SISTEMA DE MONITORIZACIÓN PARA PRÓSTATA BASADO EN RADIOFRECUENCIA

de la Monja Rey, P. (1); Minguez Aguilar, C. (2); Plaza Nuñez, R. (2); Yang, G. (2); Martínez Sánchez, M. (2); Glaría Enríquez, L. (2); Sánchez López, R. (2); Huertas Martínez, C. (2); Ferrer Gracia, C. (2); Sáez Beltrán, M. (2)

(1) Hospital Universitario la Paz

PALABRAS CLAVE: SBRT, MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN, PRÓSTATA

### INTRODUCCIÓN

El cáncer de próstata es el tumor más frecuente en hombres siendo la SBRT una opción aceptada para el tratamiento de ciertos grupos de riesgo. La elevada dosis por sesión de esta técnica, la proximidad de los OARs y la movilidad de la próstata hacen necesarios el empleo de sistemas para el seguimiento del movimiento prostático en tiempo real.

Es este estudio se analiza el sistema de monitorización en tiempo real basado en radiofrecuencia RayPilot (Micropos Medical AB).

### MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema RayPilot consta de tres partes; un transmisor para la implantación en la próstata mediante sonda vesical, un sistema receptor y un sistema informático que devuelve un registro de posición en los tres ejes del espacio.

Para realizar las pruebas de control de calidad se ha utilizado el maniquí que suministra la casa comercial, dicho maniquí consta de un sensor que se puede situar en 12 posiciones con distancias conocidas.

Las pruebas realizadas han sido las siguientes:

- Medida de la deriva del sistema. Se han registrado las coordenadas del sensor durante un tiempo de una hora.
- Precisión y reproducibilidad en función de la posición del transmisor. Para cada una de las 12 posiciones se ha registrado el valor de las coordenadas y se ha repetido 5 veces para comprobar la reproducibilidad del sistema.
- Localización basada en un análisis con imagen volumétrica. En cinco posiciones distintas del sensor se ha tomado una imagen volumétrica (CBCT) del maniquí y ésta se ha comparado con la posición que indica el sistema de RayPilot.
- Evaluación de las posibles interferencias. Se ha girado el gantry con los dos paneles de imagen abiertos para evaluar posibles interferencias u obstrucciones.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos han sido los siguientes:

- Medida de la deriva del sistema. Se han registrado las coordenadas del sensor durante un tiempo de una hora no observándose deriva al cabo de este tiempo, siendo el promedio del desplazamiento de  $-0.01 \pm 0.01$  cm en el eje lateral,  $0.02 \pm 0.01$  cm en el eje longitudinal y  $-0.03 \pm 0.01$  cm en el eje vertical.
- Precisión y reproducibilidad en función en la posición. La desviación máxima observada ha sido menor de 1 mm.
- Localización basada en un análisis con imagen de volumétrica. En la FIGURA 1 se muestran los resultados obtenidos, siendo en todas las posiciones y coordenadas menor de 1 mm la desviación observada del sistema de RayPilot con respecto a la imagen de CBCT.
- Evaluación de posibles interferencias: Al girar el gantry con los paneles abiertos sin emitir radiación la posición del sensor no se ha visto afectada. Cuando se ha girado el gantry emitiendo radiación se han observado desviaciones del sensor de hasta 1 mm.

Figura 1. Posiciones del sensor y CBCT del maniquí.

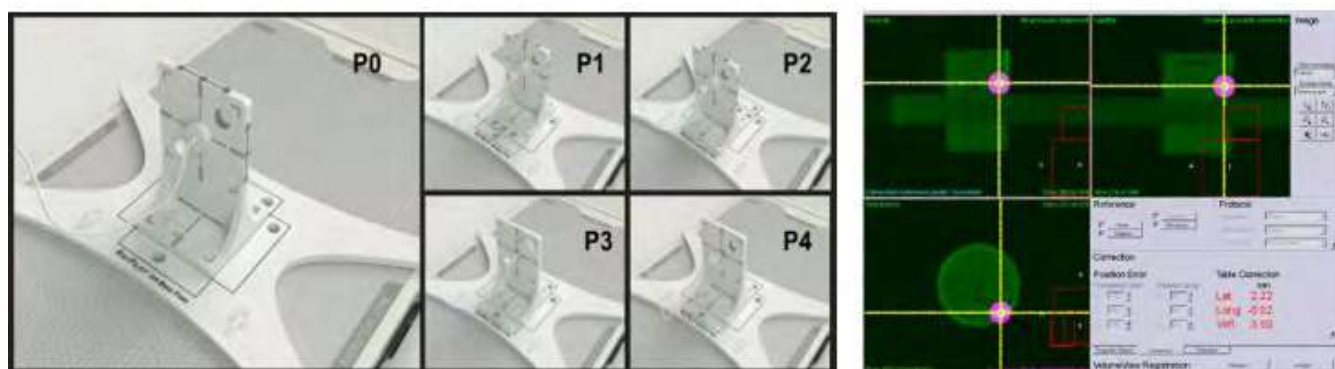


Tabla 1. Registro de las posiciones del sistema de RayPilot y el CBCT.

| Posiciones (cm)   | Valores medidos |          |         |       |          |         | Diferencia con respecto a la referencia |          |         |       |          |         |                 |          |         |
|-------------------|-----------------|----------|---------|-------|----------|---------|-----------------------------------------|----------|---------|-------|----------|---------|-----------------|----------|---------|
|                   | RayPilot        |          |         | CBCT  |          |         | RayPilot                                |          |         | CBCT  |          |         | RayPilot - CBCT |          |         |
|                   | AP/PA           | Izq/Dcha | Sup/Inf | AP/PA | Izq/Dcha | Sup/Inf | AP/PA                                   | Izq/Dcha | Sup/Inf | AP/PA | Izq/Dcha | Sup/Inf | AP/PA           | Izq/Dcha | Sup/Inf |
|                   | Vert            | Lat      | Long    | Vert  | Lat      | Long    | Vert                                    | Lat      | Long    | Vert  | Lat      | Long    | Vert            | Lat      | Long    |
| P0 (0,0,0) - Ref. | 0,01            | -0,03    | -0,05   | 0,98  | -0,83    | -0,93   | —                                       | —        | —       | —     | —        | —       | —               | —        | —       |
| P1 (0,0,3)        | 0,00            | -0,03    | 2,95    | 1,00  | -0,83    | -3,92   | -0,01                                   | 0,00     | 3,00    | 0,02  | 0,00     | -2,99   | 0,01            | 0,00     | 0,01    |
| P2 (0,0,-3)       | -0,07           | -0,03    | -3,09   | 0,98  | -0,85    | 3,06    | -0,08                                   | 0,00     | -3,04   | 0,00  | -0,02    | 3,99    | -0,08           | -0,02    | 0,95    |
| P3 (3,3,0)        | 2,93            | 2,95     | -0,02   | -2,00 | -3,81    | -0,89   | 2,92                                    | 2,98     | 0,03    | -2,98 | -2,98    | 0,04    | -0,06           | 0,00     | 0,07    |
| P4 (-3,-3,0)      | -2,97           | -3,00    | -0,09   | 3,99  | 2,22     | -0,92   | -2,98                                   | -2,97    | -0,04   | 3,01  | 3,05     | 0,01    | 0,03            | 0,08     | -0,03   |

Nota: Todas las distancias están en centímetros.

## CONCLUSIONES

Se ha concluido que la precisión del sistema está dentro de 1 mm. La falta de disponibilidad de un maniquí de movimiento que no cause interferencias no ha permitido que se haga un estudio en condiciones dinámicas.

## REFERENCIAS

- REAL-TIME INTRAFRACTION MOTION MONITORING IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY. JENNY BERTHOLET, ANTJE KNOPF, BJÖRN EIBEN, JAMIE MCCLELLAND, ALEXANDER GRIMWOOD, EMMA HARRIS, MARTIN MENTEN, PER POULSEN, DOAN TRANG NGUYEN, PAUL KEALL5 AND UWE OELFKE
- INTRAFRACTION PROSTATE MOTION MANAGEMENT DURING DOSE-ESCALATED LINAC-BASED STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY. DENIS PANIZZA, VALERIA FACCENDA, RAFFAELLA LUCCHINI, MARTINA CAMILLA DANIOTTI, SARA TRIVELLATO, PAOLO CARICATO, VALERIO PISONI, ELENA DE PONTI AND STEFANO ARCANGELI
- HIGH PRECISION TRANSPONDER LOCALIZATION USING A NOVEL ELECTROMAGNETIC POSITIONING SYSTEM IN PATIENTS WITH LOCALIZED PROSTATE CANCER. JON KINDBLUM, ANN-MARIE EKLUND-OLVENMARK, HANNA SYREN, ROMAN IUSTIN, KARIN BRAIDE, INGELA FRANK-LISSBRANT, BO LENNERNÄS
- QUALITY ASSURANCE FOR NONRADIOGRAPHIC RADIOTHERAPY LOCALIZATION AND POSITIONING SYSTEMS: REPORT OF TASK GROUP 147





# ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DIARIA EN BASE A CBCT EN PACIENTES DE CÁNCER DE PRÓSTATA COMO ESTUDIO DE LA POSIBLE IMPLANTACIÓN DE PROTOCOLOS DE RADIOTERAPIA ADAPTATIVA

Lado Cacheiro, L. (1); Fandiño, J. M. (1); Gesto, C. (1); Guiu, J. (1); Parra, V. (1); Soto, M. (1); Fernández, C. (1)  
(1) Centro Oncológico de Galicia

PALABRAS CLAVE: IGRT, CBCT, OARS, RTE

## INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Diferentes estudios han mostrado el posible potencial de la radioterapia adaptativa online guiada por imagen CBCT para los pacientes de cáncer de próstata. El objetivo del presente trabajo ha sido evaluar la factibilidad y su utilidad en nuestra práctica clínica actual en base a un análisis retrospectivo de las variaciones de las dosis diarias impartidas al recto y a la vejiga.

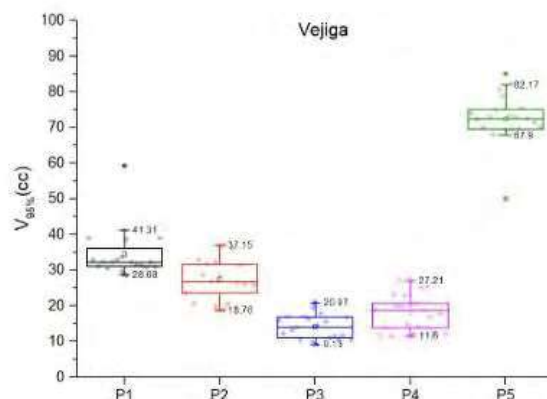
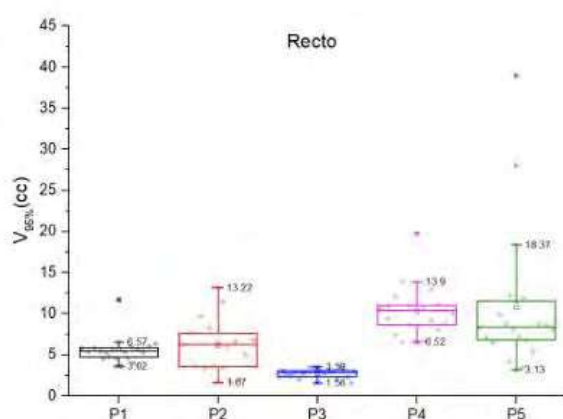
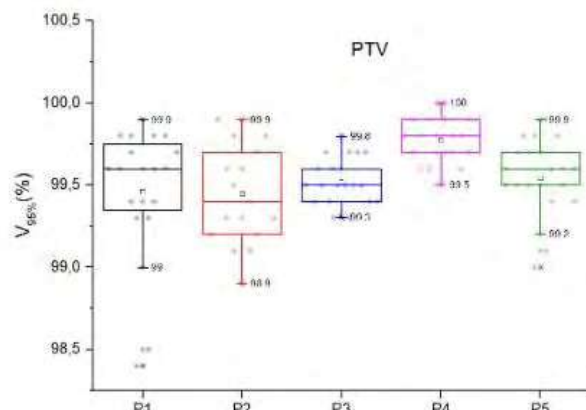
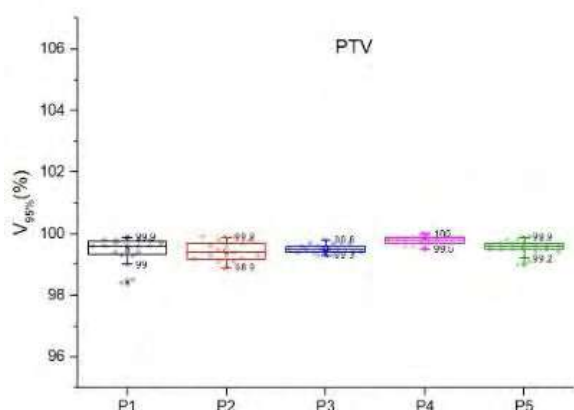
## MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha seleccionado un muestra inicial de 5 pacientes, un total de 105 imágenes 3D (CT inicial + CBCT diarios), a los que se les había prescrito un total de 62 Gy (3,1 Gy/sesión), incluyendo en el volumen de PTV la próstata y las vesículas seminales. Todas las fracciones fueron administradas en una unidad TrueBeam (Varian), mediante arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) guiada por imagen CBCT. Las dosis impartidas por fracción en los órganos de riesgo (recto y vejiga) se han obtenido deformando elásticamente sus estructuras iniciales desde el CT de planificación sobre cada uno de los CBCT diarios y recalculando sobre estos el plan en la posición y anatomía correspondiente a cada sesión. Para estimar las dosis recibidas por el recto y la vejiga se establece como parámetro de evaluación el V95% (cm<sup>3</sup>) de estas estructuras en cada uno de los HDV.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los datos obtenidos se muestran en la FIGURA 1. Al contrario de lo que sucede con las dosis administradas al PTV, encontramos que, para los OARs analizados, existen diferencias significativas en las dosis diarias recibidas, debidas a las variaciones en volumen y forma de estos órganos. En la mayor parte de los casos los parámetros analizados se encuentran dentro del intervalo de tolerancias establecido para cada uno de los pacientes (1,5\*RIC). Los valores atípicos obtenidos han sido objeto de análisis, concluyendo para estos casos que no se había realizado una adecuada preparación previa al tratamiento.





| Paciente | PTV1             |              |            | Recto            |            |            | Vejiga           |             |
|----------|------------------|--------------|------------|------------------|------------|------------|------------------|-------------|
|          | Media $\pm$ DS   | Max - Min    | Valor Plan | Media $\pm$ DS   | Max - Min  | Valor Plan | Media $\pm$ DS   | Max - Min   |
| 1        | 99.46 $\pm$ 0.41 | 99.90-98.40  | 6.57       | 5.63 $\pm$ 1.62  | 11.71-3.62 | 28.68      | 34.55 $\pm$ 6.78 | 59.30-28.68 |
| 2        | 99.45 $\pm$ 0.31 | 99.90-98.90  | 6.31       | 6.18 $\pm$ 3.21  | 13.22-1.67 | 28.21      | 27.52 $\pm$ 5.63 | 37.15-18.76 |
| 3        | 99.52 $\pm$ 0.15 | 99.80-99.30  | 3.31       | 2.79 $\pm$ 0.54  | 3.59-1.56  | 14.62      | 14.12 $\pm$ 3.43 | 20.97-9.13  |
| 4        | 99.78 $\pm$ 0.14 | 100.00-99.50 | 10.95      | 10.28 $\pm$ 2.98 | 19.81-6.52 | 12.13      | 18.10 $\pm$ 4.92 | 27.21-11.60 |
| 5        | 99.54 $\pm$ 0.23 | 99.90-99.00  | 7.19       | 10.73 $\pm$ 8.46 | 38.97-3.13 | 50.03      | 72.49 $\pm$ 6.96 | 85.18-6.96  |

## CONCLUSIONES

A falta de un análisis más exhaustivo, creemos que para este tipo de paciente en nuestro centro no sería necesario implantar herramientas de radioterapia adaptativa puesto que las variaciones en las dosis de los órganos de riesgo y volúmenes blanco son perfectamente asumibles gracias al uso de imagen CBCT diaria.

Se constata que el CBCT diario es una herramienta efectiva para minimizar los posibles efectos adversos vinculados a la toxicidad del recto y de la vejiga, ya que permite detectar variaciones significativas en el volumen de los mismos con respecto al CT de planificación y tomar acciones correctivas antes de la administración de cada sesión diaria de tratamiento radioterápico.



# ESTUDIO COMPARATIVO DE DOS SISTEMAS DE INMOVILIZACIÓN NO INVASIVA PARA TRATAMIENTOS DE ESTEREOTAXIA CRANEAL

Montes, E. (1); Comas Antón, S. (1); Luguera Sánchez, E. (1); Molero Savall, J. (1)

(1) Instituto Catalán de Oncología

**PALABRAS CLAVE:** INMOVILIZACIÓN, INTER-FRACCIÓN, ERROR POSICIONAMIENTO, MOVIMIENTO DE PACIENTE, MARGEN, METASTASIS CEREBRALES, MÁSCARA, ESTEREOTAXIA CRANEAL, ENCOMPASS, GESTIÓN DEL MOVIMIENTO.

## INTRODUCCIÓN

Los pacientes que reciben radioterapia craneal se inmovilizan con una máscara termoplástica con objeto de reproducir la colocación como se ha simulado el tratamiento.

Con la reciente incorporación al servicio de un sistema de inmovilización Encompass™ SRS MRI (QFix) para el tratamiento de estereotaxia craneal se quiso evaluar la correcta inmovilización pre-tratamiento en combinación con dos tipos de máscaras comerciales diferentes: Encompass™ SRS Fibreplast™02 (QFix, QF) y Kit Easybite Vision™ RT Diamond SRS QF (Lorca Marin, LM).

## MÉTODOS

Diez pacientes fueron tratados en un acelerador TrueBeam (Varian Medical Sistem) usando el sistema de inmovilización Encompass™ con máscaras de dos casas comerciales diferentes elegidas de manera aleatoria.

Esta muestra se compone de 5 pacientes tratados con máscara QF y 5 pacientes con máscara LM, que corresponden a 109 y 105 fracciones de tratamiento analizadas respectivamente.

Antes del tratamiento se adquirió una imagen de Cone Beam (CBCT) y se realizó un registro rígido respecto a la imagen de referencia obtenida del TC de planificación. Se consideraron los seis grados de libertad de la mesa incluyendo los tres ejes de translación vertical, longitudinal y lateral y los tres ejes de rotación cabeceo, balanceo y giro.

Con los desplazamientos obtenidos del CBCT se calculó, en valor absoluto, la media, la desviación estándar, el máximo y el vector 3D (media cuadrática de los parámetros traslacionales). Se representaron los histogramas de frecuencias para las traslaciones y rotaciones mostrando la variabilidad de los datos. También se calculó el error sistemático ( $\Sigma$ ) y aleatorio ( $\sigma$ ) y la componente del margen de expansión del CTV al PTV correspondiente al posicionamiento inicial del paciente siguiendo el formalismo de Van Herk: Margen (CTV-PTV) =  $2.5 \cdot \Sigma \pm 0.7 \cdot \sigma$ .

## RESULTADOS

La tabla 1 muestra que ambos sistemas de inmovilización proporcionan valores próximos de la media, máximo y desviación estándar de los desplazamientos pre-tratamiento, siendo para QF ligeramente menores en las componentes vertical y rotacionales.

| Parámetro         | Mean (max) $\pm$ SD   |                       |
|-------------------|-----------------------|-----------------------|
|                   | QFix                  | Lorca Marin           |
| Vertical (mm)     | 0.9 (3) $\pm$ 0.9     | 1.7 (5) $\pm$ 1.4     |
| Longitudinal (mm) | 1.4 (4) $\pm$ 0.9     | 1.2 (5) $\pm$ 1.0     |
| Lateral (mm)      | 1.5 (5) $\pm$ 1.2     | 1.5 (5) $\pm$ 1.2     |
| 3D Vector (mm)    | 2.7 (6) $\pm$ 1.0     | 3.0 (7) $\pm$ 1.5     |
| Cabeceo (°)       | 0.41 (2.8) $\pm$ 0.47 | 0.79 (1.8) $\pm$ 0.46 |
| Balanceo (°)      | 0.47 (1.7) $\pm$ 0.35 | 0.64 (2.0) $\pm$ 0.54 |
| Giro (°)          | 0.07 (0.6) $\pm$ 0.13 | 0.38 (1.8) $\pm$ 0.41 |

Tabla 1. Comparación de errores de posicionamiento pre-tratamiento entre ambas máscara

Los histogramas de frecuencias presentan una buena simetría respecto al cero excepto para las representaciones de las componentes rotacionales de LM en las que existe una mayor dispersión de los valores a lo largo de todo el rango. También se puede apreciar que las distribuciones de las traslaciones de LM tienen una menor amplitud y mayor anchura.



Como muestra la TABLA 2, se obtienen menores valores del error sistemático en la componente vertical y las rotacionales además de en todas las componentes aleatorias con QF.

| Parámetro         | Error Sistemático |             | Error Aleatorio |             |
|-------------------|-------------------|-------------|-----------------|-------------|
|                   | QFix              | Lorca Marin | QFix            | Lorca Marin |
| Vertical (mm)     | 1.00              | 1.55        | 0.67            | 1.02        |
| Longitudinal (mm) | 1.33              | 1.37        | 0.90            | 1.27        |
| Lateral (mm)      | 1.31              | 1.35        | 0.90            | 1.42        |
| Cabeceo (°)       | 0.22              | 0.69        | 0.55            | 0.69        |
| Balanceo (°)      | 0.26              | 0.68        | 0.50            | 0.61        |
| Giro (°)          | 0.05              | 0.37        | 0.13            | 0.53        |

Tabla 2. Errores sistemáticos y aleatorios para ambas máscaras

Los márgenes CTV-PTV para el posicionamiento inicial del paciente calculados son 3 mm vertical, 4 mm longitudinal y 3.9 mm lateral para QF, y 4.6 mm vertical, 4.3 mm longitudinal y 4.4 mm lateral para LM.

## CONCLUSIONES

Con los resultados del presente trabajo se puede concluir que el sistema de inmovilización no invasiva Encompass para el tratamiento de estereotaxia craneal permite una correcta reproducción del posicionamiento pre-tratamiento con ambas máscaras analizadas.

Con nuestra muestra de pacientes, se ha visto que la máscara QF proporciona errores de posicionamiento pre-tratamiento ligeramente menores y con menor variabilidad.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> EVALUATION OF THE POTENTIAL TREATMENT DELIVERY BENEFITS OF VARIAN HYPERARC FOR BRAIN METASTASES. A. WILLIAMSON ET AL. PÓSTER OC-0529 ESTRO 38.
- <sup>2</sup> EVALUATION OF A NEW MASK SYSTEM FOR STEREOTACTIC RADIOTHERAPY IN BRAIN LESIONS. M. BUITELAAR-GALLÉ ET AL. PÓSTER EP-2339 ESTRO 37.
- <sup>3</sup> INTRAFRACTION MOTION DURING FRAMELESS RADIOSURGERY USING VARIAN HYPERARC AND BRAINLAB ELEMENTS IMMOBILIZATION SYSTEMS. JOUR. OF RADIOSURGERY AND SBRT, VOL 7 PP. 149-156.
- <sup>4</sup> THE PROBABILITY OF CORRECT TARGET DOSAGE: DOSE-POPULATION HISTOGRAMS FOR DERIVING TREATMENT MARGINS IN RADIOTHERAPY. MARCEL VAN HERK PH.D ET AL. J. RADIATION ONCOLOGY BIOL. VOL 47. N°4, PP 1121-1135, 2000.

# EVALUACIÓN DEL MOVIMIENTO INTRA-FRACCIÓN DURANTE LOS TRATAMIENTOS DE ESTEREOTÁCTICA CRANEAL FRAMELESS CON UN NUEVO SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN

Montes, E. (1); Comas Antón, S. (1); Molero Savall, J. (1); Luguera Sánchez, E. (1)

(1) Instituto Catalán de Oncología

PALABRAS CLAVE: INMOVILIZACIÓN, INTRA-FRACCIÓN, ERROR POSICIONAMIENTO, MOVIMIENTO DE PACIENTE, MARGEN, METASTASIS CEREBRALES, MÁSCARA, ESTEREOTAXIA CRANEAL, ENCOMPASS, GESTIÓN DEL MOVIMIENTO.

## INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es evaluar la precisión del sistema de inmovilización Encompass SRS MRI (QFix) en combinación con la máscara comercial Encompass™ SRS Fibreplast™ (QFix) analizando el movimiento del paciente durante cada sesión del tratamiento (movimiento intra-fracción) en tratamientos de estereotáctica craneal.



## MÉTODOS

Cinco pacientes fueron tratados en un acelerador TrueBeam (Varian Medical System) usando el sistema de inmovilización Encompass con máscara termoplástica abierta, que corresponden a 81 fracciones analizadas.

Se adquirió una imagen de Cone Beam CT (CBCT) previa al tratamiento para corregir las posibles desviaciones respecto al TC de planificación (aplicando todas las correcciones) y un CBCT post-tratamiento para determinar el movimiento intra- fracción. Se realizó un registro rígido con respecto a la imagen de referencia (TC) con seis grados de libertad, los ejes de translación vertical, longitudinal y lateral, y los tres ejes de rotación cabeceo, balanceo y giro.

Con los desplazamientos obtenidos del registro del CBCT post-tratamiento se calcula la media, la desviación estándar y el máximo en valor absoluto de cada parámetro y del vector 3D (media cuadrática de los parámetros traslacionales). Se calcula también el error sistemático ( $\Sigma$ ) y aleatorio ( $\sigma$ ) de cada parámetro y la componente del margen de extensión del CTV al PTV correspondiente al error intra-fracción aplicando el formalismo de Van Herk: Margen (CTV-PTV) =  $2.5*\Sigma \pm 0.7*\sigma$ .

## RESULTADOS

Como se puede ver en la tabla 1 los desplazamientos promedios absolutos intra-fracción fueron  $<0,1$  mm en los ejes vertical y lateral,  $<0,2$  mm en longitudinal y  $<0,2^\circ$  en rotaciones. Los valores de desplazamiento máximos absolutos fueron de 2 mm a lo largo de los ejes de traslación vertical y longitudinal, de 1mm en el lateral y  $<0,8^\circ$  a lo largo de los ejes de rotación.

|                       | Mean (max) $\pm$ SD   |
|-----------------------|-----------------------|
| Vertical (mm)         | 0.07 (2) $\pm$ 0.31   |
| Longitudinal (mm)     | 0.16 (2) $\pm$ 0.43   |
| Lateral (mm)          | 0.06 (1) $\pm$ 0.24   |
| Vector 3D (mm)        | 0.26 (3) $\pm$ 0.56   |
| Cabeceo ( $^\circ$ )  | 0.12 (0.7) $\pm$ 0.14 |
| Balanceo ( $^\circ$ ) | 0.14 (0.8) $\pm$ 0.13 |
| Giro ( $^\circ$ )     | 0.09 (0.5) $\pm$ 0.14 |

Tabla 1. Valores absolutos de la media, el máximo y la desviación estándar de los desplazamientos

El porcentaje de fracciones en las que las componentes superan el milímetro ha sido de 1.2% en vertical, 2.5% en longitudinal y 4.9% en vector. Solo el vector supera los 2mm en un 1.2% de las fracciones.

La tabla 2 muestra el análisis de los errores sistemáticos, aleatorios y del margen.

|                   | Error Sistemático $\Sigma$ | Error Aleatorio $\sigma$ | Margen $2.5*\Sigma \pm 0.7*\sigma$ |
|-------------------|----------------------------|--------------------------|------------------------------------|
| Vertical (mm)     | 0.14                       | 0.34                     | 0.6                                |
| Longitudinal (mm) | 0.36                       | 0.64                     | 1.4                                |
| Lateral (mm)      | 0.18                       | 0.39                     | 0.7                                |

Tabla 2. Errores sistemáticos, aleatorios y margen CTV-PTV de cada componente traslacional

## DISCUSIÓN

En este estudio, los desplazamientos absolutos medios intra-fracción se asemejan, incluso en algunos casos son inferiores, a la bibliografía revisada.

El número de fracciones en las que los registros de imágenes CBCT indicaron un desplazamiento superior al milímetro representan un porcentaje muy bajo del total de las fracciones estudiadas.



Las rotaciones fueron  $<0.8^\circ$  por lo que se puede afirmar que el sistema permite inmovilizar a los pacientes con alta precisión también para los ejes de rotación.

En consistencia con los resultados explicados anteriormente, la componente longitudinal presenta mayor movimiento durante la fracción con efecto de mayores errores sistemáticos, aleatorio y, por consecuencia, mayor margen.

La muestra de pacientes es pequeña y se espera poder ampliar el estudio en un futuro.

## CONCLUSIONES

El sistema de inmovilización no invasiva Encompass con la máscara comercial Encompass (QFix) proporciona una adecuada precisión en la inmovilización del paciente durante la sesión de tratamientos de estereotaxia craneal.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> INTRA-FRACTIONAL PATIENT MOTION WHEN USING THE QFIX ENCOMPASS IMMOBILIZATION SYSTEM DURING HYPERARC TREATMENT OF PATIENTS WITH BRAIN METASTASES. RIHO KOMIYAMA<sup>1</sup> ET AL. J. APPL. CLIN. MED. PHYS. 2021; 22:3:254-260.
- <sup>2</sup> INTRAFRACTION MOTION DURING FRAMELESS RADIOSURGERY USING VARIAN HYPERARC AND BRAINLAB ELEMENTS IMMOBILIZATION SYSTEMS. JOUR. OF RADIOSURGERY AND SBRT, VOL 7 PP. 149-156.
- <sup>3</sup> EVALUATION OF THE POTENTIAL TREATMENT DELIVERY BENEFITS OF VARIAN HYPERARC FOR BRAIN METASTASES. A. WILLIAMSON ET AL. PÓSTER OC-0529 ESTRO 38.
- <sup>4</sup> EVALUATION OF A NEW MASK SYSTEM FOR STEREOTACTIC RADIOTHERAPY IN BRAIN LESIONS. M. BUITELAAR-GALLÉ ET AL. PÓSTER EP-2339 ESTRO 37.
- <sup>5</sup> THE PROBABILITY OF CORRECT TARGET DOSAGE: DOSE-POPULATION HISTOGRAMS FOR DERIVING TREATMENT MARGINS IN RADIOTHERAPY. MARCEL VAN HERK PH.D ET AL. J. RADIATION ONCOLOGY BIOL. VOL 47. N°4, PP 1121-1135, 2000.



## ÁREA TEMÁTICA: GARANTÍA DE CALIDAD

# TEST “END-TO-END” DE TRATAMIENTO DE IORT CEREBRAL CON MANIQUÍES ANTROPOMÓRFICOS

Lozares Cordero, S. (1); Ibáñez, R. (1); Castro, R. (1); González, A. (1); Carruesco, I. (1); Sánchez, M. (1); Jiménez Puertas, S. (1)  
(1) Hospital Universitario Miguel Servet

PALABRAS CLAVE: IORT, END TO END, GARANTÍA DE CALIDAD, PELÍCULA RADIOCRÓMICA

### INTRODUCCIÓN

Los avances en las técnicas de administración de radiación han llevado al resurgimiento de la radioterapia intraoperatoria (IORT) como un mecanismo viable para la administración de tratamiento adyuvante después de la resección del tumor. La evidencia reciente sugiere que la dosis administrada localmente a la cavidad de resección se puede aumentar más allá de lo que se puede lograr de manera segura con las técnicas SRS tradicionales, eliminando el retraso en el tiempo para el inicio del tratamiento de radiación después de la cirugía y evitando la complejidad de la delimitación del objetivo en el período posoperatorio.

Se pretende llevar a cabo un test “end-to-end” de todo el proceso intraoperatorio con cabezas antropomórficas facilitadas por la Facultad de Medicina. Se realizará un simulacro de extirpación de tumor, seguido de la irradiación del lecho y la medida de dosis absorbida *in vivo* con película radiocrómica.

### MATERIALES Y MÉTODOS

La radioterapia intraoperatoria de rayos X de baja energía utiliza una fuente de rayos X miniaturizada de 50 kVp con aplicadores esféricos de tipo “balón” (Xoft®, San José, CA, EE. UU.). Se utilizaron 3 cabezas antropomórficas de cadáveres facilitados por la Facultad de Medicina. Se irradiaron los lechos tumorales correspondientes a un aplicador esférico de 18 cm<sup>3</sup>, con una dosis prescrita de 20 Gy en la superficie del aplicador. Se realizó un estudio CT a cada localización y se estudiaron las dosis absorbidas calculadas por el sistema de planificación (Eclipse v15, Varian Inc., Palo Alto, CA, USA), así como dosis absorbida *in vivo* con película radiocrómica.

Se evaluaron las dosis absorbidas en los órganos de riesgo (OAR) calculadas con el TPS, así como la dosis absorbida en el lecho tumoral con película radiocrómica.

### RESULTADOS

Se ha llevado a cabo el procedimiento completo en 3 posibles localizaciones diferentes (frontal, lateral y occipital). Se evaluaron las dosis absorbidas en los órganos de riesgo en cada caso (FIGURA 1).

Se verificó la dosis absorbida en el target en cada una de las 3 localizaciones midiendo en el propio maniquí antropomórfico. Las desviaciones fueron menores del 3%. Se calcularon las dosis absorbidas en los principales OAR en Eclipse (TABLA 1).

### DISCUSIÓN

La metodología de auditoría “end to end” descrita en este trabajo tiene como objetivo verificar de forma independiente toda la cadena de tratamiento de IORT con fotones de baja energía en nuestro centro, cubriendo los pasos desde la obtención de imágenes hasta la administración de la dosis. El éxito del proceso permitirá un mejor tratamiento del paciente cuando se lleve a cabo en casos reales.

### CONCLUSIONES

Los ensayos han demostrado que este procedimiento integral es una herramienta de control de calidad reproducible que permite la evaluación continua de la precisión dosimétrica y geométrica de los tratamientos clínicos de IORT cerebral.

FIGURA 1: Localizaciones frontal, occipital y lateral (Configuración de medida y CT)



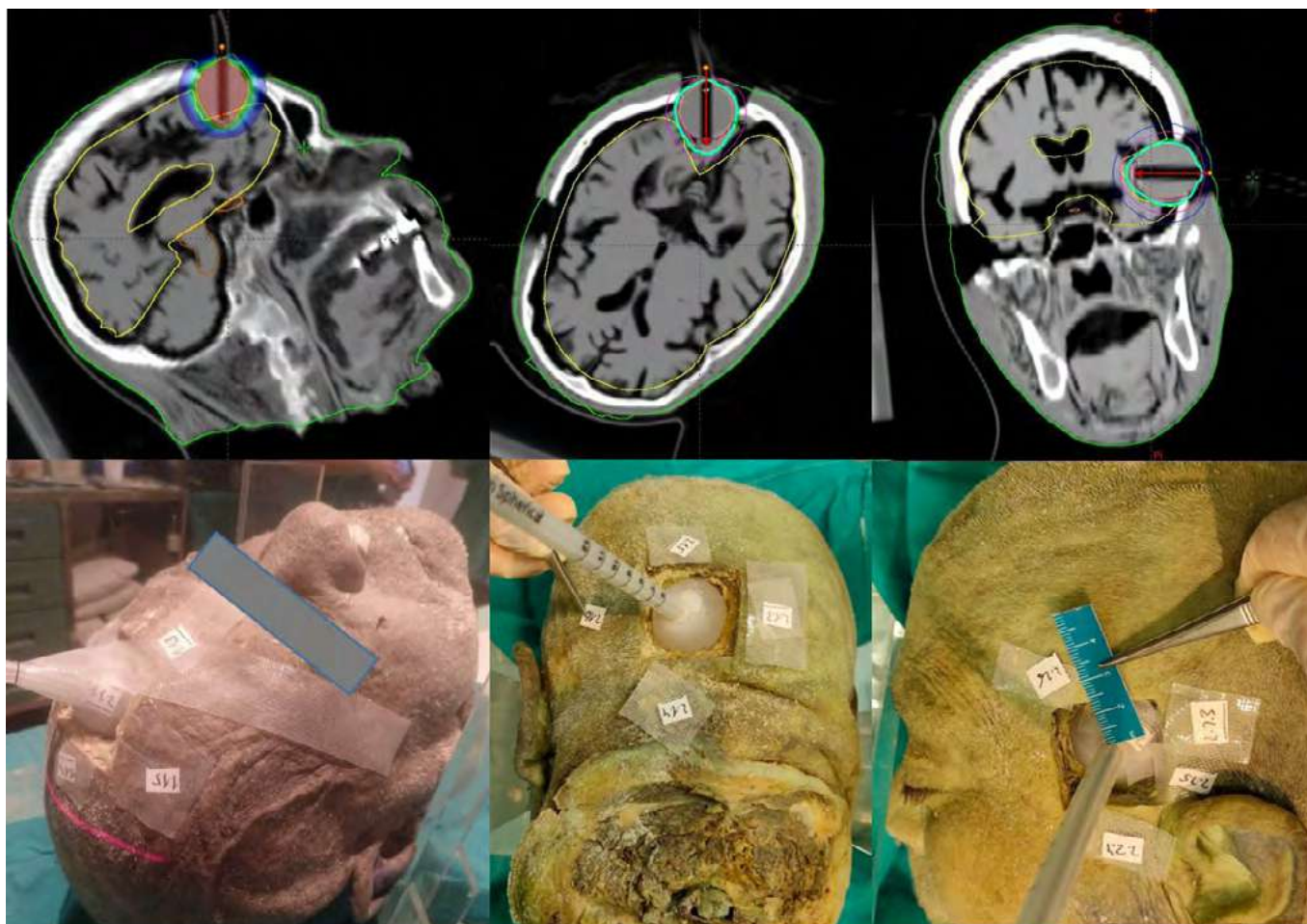


TABLA 1: Dosis absorbidas en los OAR en cada caso calculadas con Eclipse

| OARs               | Plan Frontal |             | Plan Lateral |             | Plan Occipital |             |
|--------------------|--------------|-------------|--------------|-------------|----------------|-------------|
|                    | Dmáx (Gy)    | Dmedia (Gy) | Dmáx (Gy)    | Dmedia (Gy) | Dmáx (Gy)      | Dmedia (Gy) |
| Nervio óptico D    | 0,45         | 0,34        | 1,6          | 1,2         | 0,05           | 0,04        |
| Nervio óptico Izq  | 0,6          | 0,49        | 0,14         | 0,2         | 0,04           | 0,03        |
| Ojo D              | 0,48         | 0,25        | 1,32         | 0,6         | 0,02           | 0,01        |
| Ojo I              | 0,69         | 0,35        | 0,18         | 0,1         | 0,02           | 0,01        |
| Quiasma            | 0,5          | 0,39        | 1,69         | 0,99        | 0,17           | 0,13        |
| Tronco cerebral    | 0,26         | 0,12        | 2,44         | 0,71        | 0,6            | 0,3         |
| Ventrículo lateral | 2,5          | 0,59        | 1,84         | 0,68        | 1,2            | 0,2         |



## ENCUESTA NACIONAL SOBRE EL USO DE LA TÉCNICA DE INSPIRACIÓN PROFUNDA MANTENIDA EN TRATAMIENTOS DE MAMA

Ambroa, E. M. (1); Valdivielso, T. (1); Garcia-Miguel, J. (1); Lizondo, M. (1); Navarro, D. (1); Lorenzo, Á. (1); Infestas, Á. (1); Ramirez, T. (1); López, A. (1); Amat, D. (1); Frontera, G. (1); Parcerisa, M. (1); Gallardo, Ú. (1); Pujol, R. (1); Peralta, A. A. (1); Colomer, M. (1)  
(1) Consorcio Sanitario de Terrassa

PALABRAS CLAVE: INSPIRACIÓN MANTENIDA, DIBH, MAMA, VMAT, IMRT

### INTRODUCCIÓN

La técnica de inspiración profunda mantenida (DIBH) en tratamientos de mama izquierda reduce significativamente la dosis al corazón y al pulmón por lo que se recomienda su uso siempre que sea posible. Este estudio tiene como objetivo proporcionar una visión general de la utilización del DIBH en España y de la planificación de los tratamientos de mama llevados a cabo con esta técnica.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Desde mediados de julio hasta mediados de septiembre de 2022 se lanzó un cuestionario creado mediante Google Forms. La encuesta constaba de 5 secciones: las dos primeras de carácter general; la sección 3 para aquellos centros que no tenían o no utilizaban esta técnica; y la secciones 4 y 5 para aquellos que sí la utilizaban. Además, la encuesta mostraba dos tipos de preguntas: objetivas y subjetivas. Las preguntas objetivas fueron clasificadas por centros y las subjetivas analizadas por respuestas individuales.

### RESULTADOS

Se obtuvieron 104 respuestas individuales de 76 centros sanitarios, lo que representa un 64% del total a nivel nacional [1]. Un 70% de las respuestas fueron de centros públicos, un 26% de centros privados y un 4% de centros públicos de gestión privada. De estos 76 centros, un 54% realiza tratamientos de mama con DIBH y un 46% no.

El principal motivo para no utilizar esta técnica DIBH es no disponer del equipamiento necesario (50%), seguido de no estar implementado (44%).

El uso de IMRT o VMAT para tratamientos de mama izquierda (con o sin DIBH) varía considerablemente entre los centros: el 41 % utilizan IMRT/VMAT en más del 75% de los casos, y un 30% en menos del 10% de los tratamientos de mama.

La Figura I resume la utilización de DIBH según el centro y, para aquellos centros que utilizan DIBH, el tipo de equipamiento disponible, la técnica de planificación más habitual con DIBH y el tiempo de tratamiento.

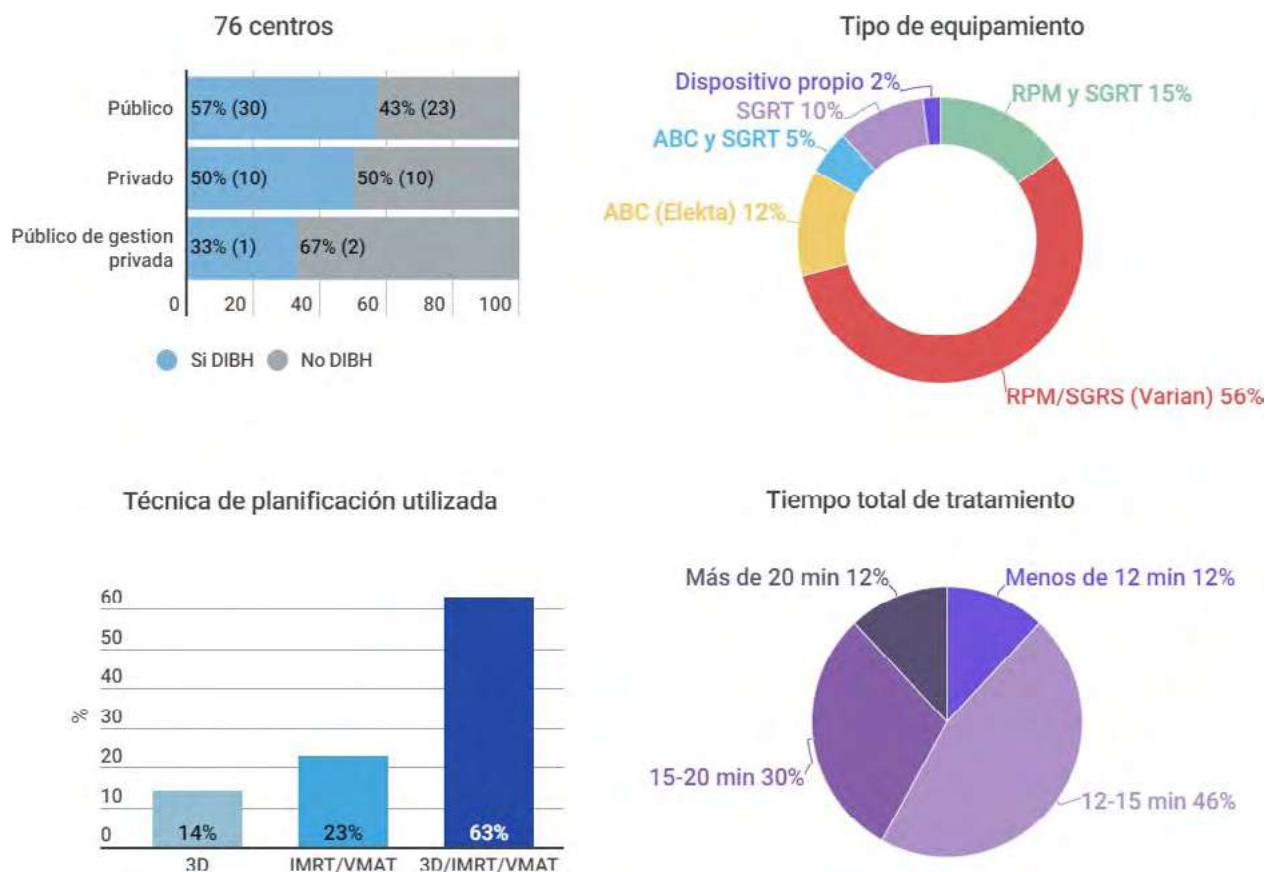


Figura I. Uso de la técnica DIBH según el centro.

La gran mayoría de los centros (73%) somete a las pacientes a una única sesión de entrenamiento, el 17% a ninguna, y el 10% entre 2-3 sesiones. Por otro lado, la principal razón para no tratar todas las mamas izquierdas con DIBH se debe a factores relacionados con la paciente (42%), seguido de "falta de equipamiento/recursos/personal o tiempo" (29%) y de "no se considera necesario" (29%).

Las preguntas sobre complejidad (Figura II) fueron analizadas por respuestas individuales y en aquellos centros que sí tenían la técnica DIBH implementada (63 respuestas).

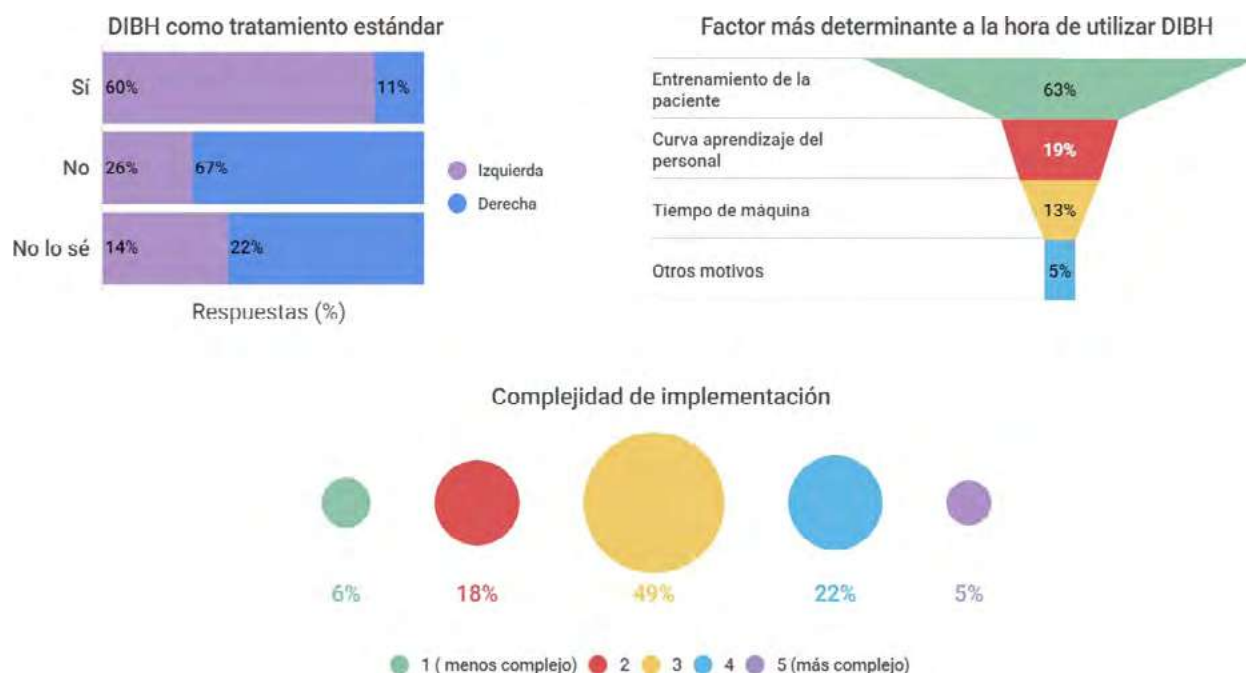


Figura II. Complejidad e implementación de la técnica DIBH.



## CONCLUSIONES

Aunque el uso de la técnica DIBH es muy recomendable (así lo ven también el 60% de los encuestados, en el caso de mama izquierda) solo el 54% de los centros encuestados disponen de esta técnica. La falta de equipamiento y la complejidad de la implementación son los inconvenientes más comunes.

Destacar que un 44% de los centros encuestados disponen del equipamiento pero no lo han implementado. Así que en próximos años el panorama actual pueda cambiar favorablemente.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> LIBRO BLANCO DE LA ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA EN ESPAÑA SEOR 2021

# DISEÑO DE UN MANIQUÍ ESPECÍFICO PARA EL ANÁLISIS DEL SISTEMA DE POSICIONAMIENTO LÁSER EN LAS UNIDADES DE SIMULACIÓN DE RADIOTERAPIA

Cabañero Escudero, B. (1); García Ovejero, J. (1); García Sanz, A. (1); Cuesta Reina, J. A. (1); González Ruiz, C. (1); Ruiz Galán, G. (1); Soza Marañón, Á. (1); Becerro Morgado, J. M. (2)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón, (2) Hospital Central de la Defensa Gómez Ulla

PALABRAS CLAVE: MANIQUÍ, LÁSERES DE POSICIONAMIENTO, ANÁLISIS AUTOMÁTICO, MARCAS RADIOPACAS

## INTRODUCCIÓN

Existe abundante bibliografía acerca de la importancia de garantizar que los láseres de posicionamiento del paciente, en los sistemas empleados en simulación de tratamientos de radioterapia, estén correctamente alineados entre sí y su isocentro sea coincidente con el 0 establecido por el sistema de imagen<sup>1, 2</sup>.

Es fundamental disponer de un maniquí con unas especificaciones características y un programa asociado para realizar un control rápido y compacto de los parámetros de interés.

El objetivo de este trabajo es presentar el prototipo y el software diseñados, que cumplen con los requisitos solicitados, permitiendo un análisis y ajuste de los láseres de sala.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El Servicio de Dosimetría y Radioprotección del HGUGM ha diseñado un maniquí cúbico de PMMA (150 x 150 x 150 mm<sup>3</sup>), con una base niveladora, fabricado por ProProject. Se caracteriza por ser ligero, traslúcido y con escalas milimétricas grabadas en las caras del cubo en todos los ejes espaciales. En su interior incorpora 15 marcas radiopacas, visibles en los sistemas CT y de imagen portal disponibles en nuestro centro.

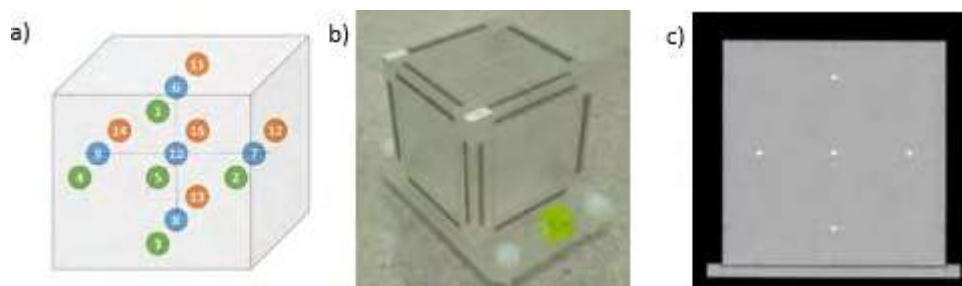


FIGURA 1. a) Esquema de diseño. b) Foto del maniquí. c) Imagen radiológica del plano central.

El software utilizado es un programa propio implementado en Matlab que analiza los parámetros de forma objetiva y reproducible.

El procedimiento consiste en la nivelación y posicionamiento del maniquí sobre la mesa de acuerdo con los láseres<sup>2</sup>.

Posteriormente, se adquiere el estudio radiológico y el programa detecta en las imágenes DICOM las marcas radiopacas y la distancia entre ellas, para compararlas con sus posiciones nominales, siendo la tolerancia una desviación máxima de 2 mm en cada eje<sup>3</sup>.



## RESULTADOS

Para validar el prototipo, se han realizado controles en dos equipos empleados en simulación (PET-CT y CT-simulador).

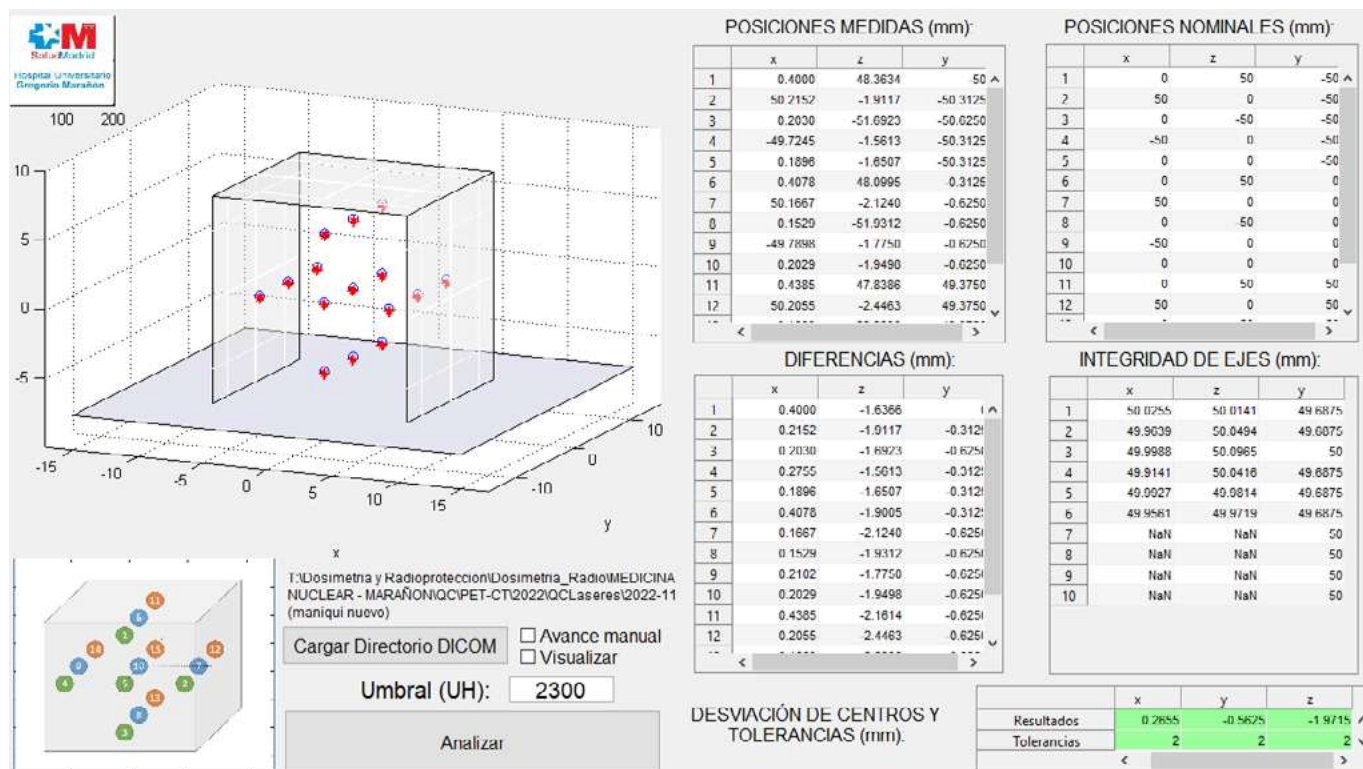


FIGURA 2. Resultados del PET-CT proporcionados por el software.

## DISCUSIÓN

Por un lado, las propiedades ópticas del material permiten ver los láseres en toda su trayectoria y las escalas milimétricas cuantificar las desviaciones o faltas de coincidencia. Así se estudia el paralelismo y la perpendicularidad de láseres verticales, horizontales y sagitales, tanto del CT como externos<sup>3</sup>.

También se evalúa la distancia entre los diferentes conjuntos de láseres respecto a los valores nominales, la exactitud del indicador digital del equipo y de los desplazamientos de láseres móviles y de mesa<sup>3</sup>.

Por otro lado, el programa reconoce y localiza las marcas radiopacas en la imagen para estimar, objetiva y numéricamente, la desviación del centro de la imagen con respecto al establecido por los láseres de sala<sup>3</sup>.

Por último, la distancia entre las marcas es útil para valorar la integridad de las distancias y, por tanto, la deformación originada por la reconstrucción del algoritmo del CT.

## CONCLUSIONES

Disponer de un maniquí adecuado mejora el flujo de trabajo, permite el desarrollo de un programa único de análisis automático de los parámetros de interés y ofrece la posibilidad de comprobar sistemas de alineación de distintos equipos. Todo ello conlleva un ahorro de tiempo y de recursos importante, además de una mejora en la reproducibilidad con alto grado de objetividad.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> AAPM. QUALITY ASSURANCE FOR COMPUTED-TOMOGRAPHY SIMULATORS AND THE COMPUTED TOMOGRAPHY-SIMULATION PROCESS: REPORT OF THE AAPM RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP No. 66. MED PHYS. 2003; 30(10).
- <sup>2</sup> IAEA. QUALITY ASSURANCE FOR PET AND PET/CT SYSTEMS. IAEA HUMAN HEALTH SERIES. NO 1. VIENNA, AUSTRIA: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2009.
- <sup>3</sup> SEFM. SEMNIM. SEPR. PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN DE MEDICINA NUCLEAR. ESPAÑA: SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, SOCIEDAD ESPAÑOLA DE MEDICINA NUCLEAR E IMAGEN MOLECULAR, SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA; 2020.



# PROTOCOLO DE POSICIONAMIENTO PARA TRATAMIENTOS DE IRRADIACIÓN CRANEOESPINAL

Suárez Arteaga, J. (1); Martínez Albaladejo, M. (1); Ramos Amores, D. (1); Puchades Puchades, V. (1); Serna Berna, A. (1)  
(1) Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena

PALABRAS CLAVE: CRANEOESPINAL, PROTOCOLO, INMOVILIZACIÓN, ISOCENTRO, POSICIONAMIENTO, CBCT, DESPLAZAMIENTOS.

## INTRODUCCIÓN

El propósito de este trabajo es establecer un protocolo para asegurar el correcto posicionamiento en tratamientos de irradiación craneoespinal en nuestra unidad asistencial del Complejo Hospitalario Universitario de Cartagena.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Un paciente tratado en aceleradores Clinac mediante la técnica de referencia: 3 isocentros (en cabeza, tórax y abdomen (Fig.1); con desplazamientos únicamente longitudinales entre ellos) con 2 arcos coplanares VMAT de 6MV fijando ángulos de colimador complementarios para cada uno.

El posicionamiento se realiza en decúbito supino con cabeza a gantry y la inmovilización (Fig.2) se lleva a cabo con máscara termoplástica, colchón de vacío e inmovilizador de piernas.

Para la colocación del paciente en el ALE se realizan las siguientes adquisiciones:

1. CBCT de isocentro de tórax: si los desplazamientos son de hasta 3 mm, se realizan; de 3mm a 5mm se investigan por si hubiera algún error de posicionamiento; para superiores a 5mm se procede a recolocar el paciente.
2. Se marca con un esparadrapo la localización en piel del isocentro y se anota posición longitudinal de la mesa como seguridad.
3. CBCT de isocentro de cabeza: Si el PTV engloba al CTV no se realizan desplazamientos. En caso de ser necesarios se permitirán desplazamientos laterales y verticales inferiores a 3mm. Marcamos de nuevo con un esparadrapo la localización en piel del isocentro y anotamos la posición longitudinal de la mesa.
4. CBCT de isocentro de abdomen: Si el PTV planificado contiene al CTV con desplazamientos verticales y laterales menores a 3 mm comenzamos a tratar. En caso contrario investigamos posibles errores o movimientos del paciente entre CBCTs volviendo al paso 1 si fuera necesario.
5. Placa PA SETUP de MV de isocentro torácico: Comprobamos que nos encontramos en la zona y tratamos sin realizar desplazamientos.
6. Placa lateral de MV de isocentro de cabeza: Permitiendo en esta ocasión desplazamientos de hasta 2 mm previos a tratamiento.

## RESULTADOS

La mediana del número de CBCTs realizados es 3 y la de placas MV 2, realizándose un total de 71 CBCTs y 44 placas durante las 20 sesiones que duró el tratamiento. Hubo que recolocar al paciente en 3 ocasiones, detectando en una de ellas un error en la elección del reposacabezas.

## DISCUSIÓN

La gran longitud de la zona a tratar en una planificación craneoespinal puede dar lugar a significativas sobredosificaciones e infradosificaciones en las zonas de unión en caso de errores de posicionamiento. Es por ello por lo que una colocación estricta y metódica como la que hemos intentado llevar a cabo con nuestro protocolo es muy importante. En este aspecto nos han resultado clave la poca permisividad en los desplazamientos y las seguridades aplicadas previas a comenzar el tratamiento en cada uno de los isocentros.

## CONCLUSIONES

Podemos afirmar que nuestro protocolo nos ha servido de gran ayuda para asegurar la correcta colocación del paciente durante el tratamiento, ha detectado errores de posicionamiento y ha servido para aumentar nuestra confianza en la técnica utilizada.





(FIGURA 1. Posición de los isocentros.)



(FIGURA 2. Inmovilización del paciente.)

## CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE ACCELERADOR PORTÁTIL DE ELECTRONES PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Megías Ruiz, J. M. (1); García Ovejero, J. (1); García Agrela, I. (1); Ayala Lazaro, R. (1); García Hernandez, M. J. (1)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

PALABRAS CLAVE: RIO, QA, CONTROL DIARIO, LIAC, RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

### INTRODUCCIÓN

La implementación en España de nuevos equipos de radioterapia intraoperatoria (RIO), ha hecho resurgir la importancia de la caracterización dosimétrica de equipos de alta dosis por pulso. Las características específicas de estos equipos hacen conveniente un control de calidad diario del haz previo al tratamiento radioterápico, que difiere de los equipos de radioterapia convencionales<sup>1</sup>. Para ello, es fundamental elaborar una metodología sencilla pero rigurosa que reduzca los tiempos y sistematice el análisis.

En este trabajo describimos en detalle la metodología seguida por nuestro servicio para el control diario de calidad, así como un análisis de la estabilidad de un acelerador portátil de electrones para RIO a lo largo del tiempo.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para este estudio hemos utilizado un acelerador SIT Liac modelo 12 MeV, con energías disponibles de 6, 8, 10 y 12 MeV. El acelerador cuenta con un cabezal que dispone de 3 grados de libertad: cabeceo, alabeo y desplazamiento vertical. Para las medidas y su análisis se empleó la matriz de detectores IC PROFILER de Sun Nuclear.

Tras alinear horizontalmente el detector y la salida del aplicador de 10 cm de diámetro del acelerador, centramos el haz de electrones en el detector dejando un espacio de 7,4 cm (incluyendo el buildup del detector). Además, entre el aplicador y el detector colocamos una doble cuña de polimetil metacrilato (PMMA) con un ángulo de 45°, introduciendo una atenuación variable en el eje Y. Realizamos una irradiación de 300 UM para cada energía.

En la FIGURA 1 se muestra un esquema de la disposición de los elementos usados en el control diario del LIAC.

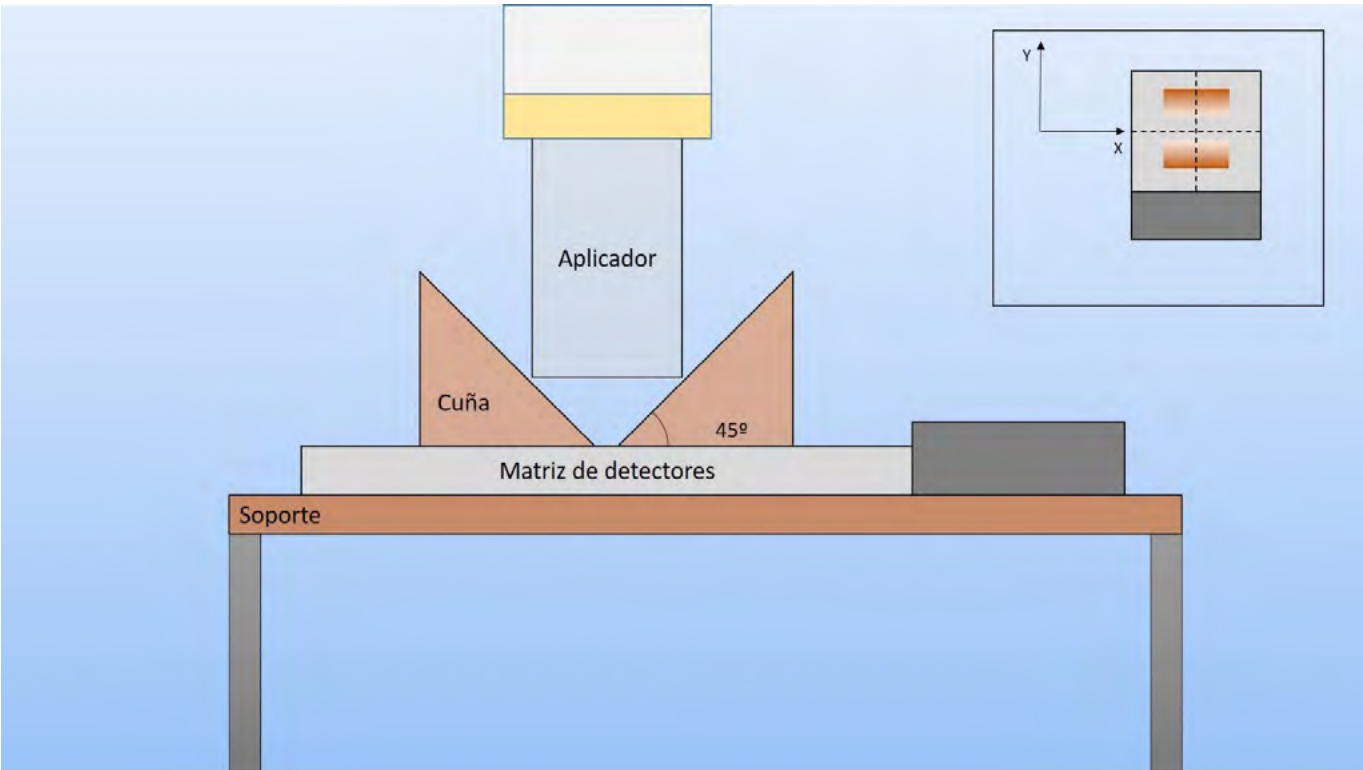


FIGURA 1.- Esquema del montaje

RESULTADOS

La FIGURA 2 muestra los perfiles medidos en los dos ejes para 2 haces de energías de 8 y 12 MeV junto a los parámetros que calcula el software.

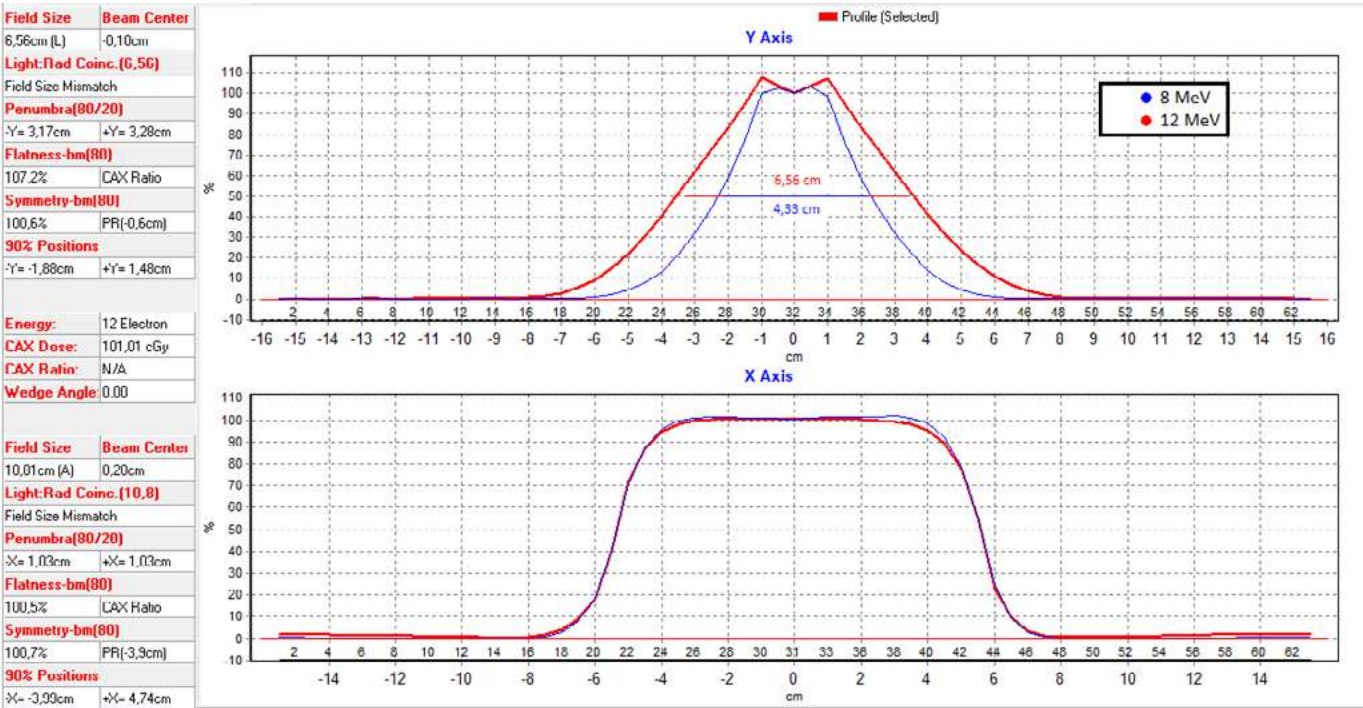


FIGURA 2.- Perfiles para haces de electrones de 8 y 12 MeV.



## DISCUSIÓN

En la FIGURA 2 se observa el efecto de atenuación de la cuña en el eje Y. De este perfil se extrae el tamaño de campo para estimar el valor de  $R_{50}$  mediante un ajuste polinómico. Del perfil en el eje X se obtienen la simetría y planidad del haz. Además, el programa proporciona la dosis absorbida en el eje central del haz.

Comparando estos datos respecto a los de referencia se comprueba la estabilidad del haz y si es apto para el uso clínico.

Analizando los datos de los controles realizados en el último año (59), hemos observado una desviación media del  $R_{50}$  del 0,67 %. En cuanto a la dosis, se ha medido fuera de tolerancia (<3 %) 2 veces.

## CONCLUSIONES

El uso combinado de una cuña de PMMA con el detector PROFILER resulta una solución sencilla y reproducible para obtener en un único disparo los parámetros característicos del haz de electrones: Dosis,  $R_{50}$ , tamaño de campo, planidad y simetría. La sencillez y rapidez de este método hace viable la caracterización diaria del haz previa a su uso clínico.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> BEDDAR AS, BIGGS PJ, CHANG S, EZZELL GA, FADDEGON BA, HENSLEY FW, ET AL. INTRAOPERATIVE RADIATION THERAPY USING MOBILE ELECTRON LINEAR ACCELERATORS: REPORT OF AAPM RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP No. 72. MED PHYS 2006;3:1476-89.

# DETERMINACIÓN DE LA DESVIACIÓN DEL EJE CENTRAL DEL HAZ DE RADIACIÓN DE FOTONES EN FUNCIÓN DEL ÁNGULO DE GANTRY

Luján Expósito, Á. (1); Ortega González, A. (1); Hernández Tébar, E. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: DESVIACIÓN DEL CAX, STARCHECK, OCTAVIUS 4D

## INTRODUCCIÓN

El detector plano STARCHECK junto al software BeamAdjust de PTW permite monitorizar el perfil del haz de radiación en tiempo real. Uno de los parámetros que muestra es la desviación del eje central (CAX) del haz de radiación en las direcciones longitudinal (GT) y transversal (AB) respecto al centro del detector. Se presentan los resultados obtenidos para diferentes ángulos de gantry.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha acoplado la matriz plana de detectores STARCHECK<sup>1</sup> en la unidad de rotación planar del maniquí OCTAVIUS 4D (PTW) con el fin de medir los perfiles de radiación de fotones de 6 MV, para distintos ángulos de gantry en dos aceleradores lineales Elekta Versa HD gemelos. Las medidas se han realizado en modo de dosis integrada para un tiempo de integración de 20 s en el software BeamAdjust.

## RESULTADOS

En la FIGURA 1a) se muestra la desviación del CAX en la dirección GT en función del ángulo de gantry para ambos linac. En la FIGURA 1b) se muestra la desviación del CAX en la dirección AB respecto al ángulo de gantry.

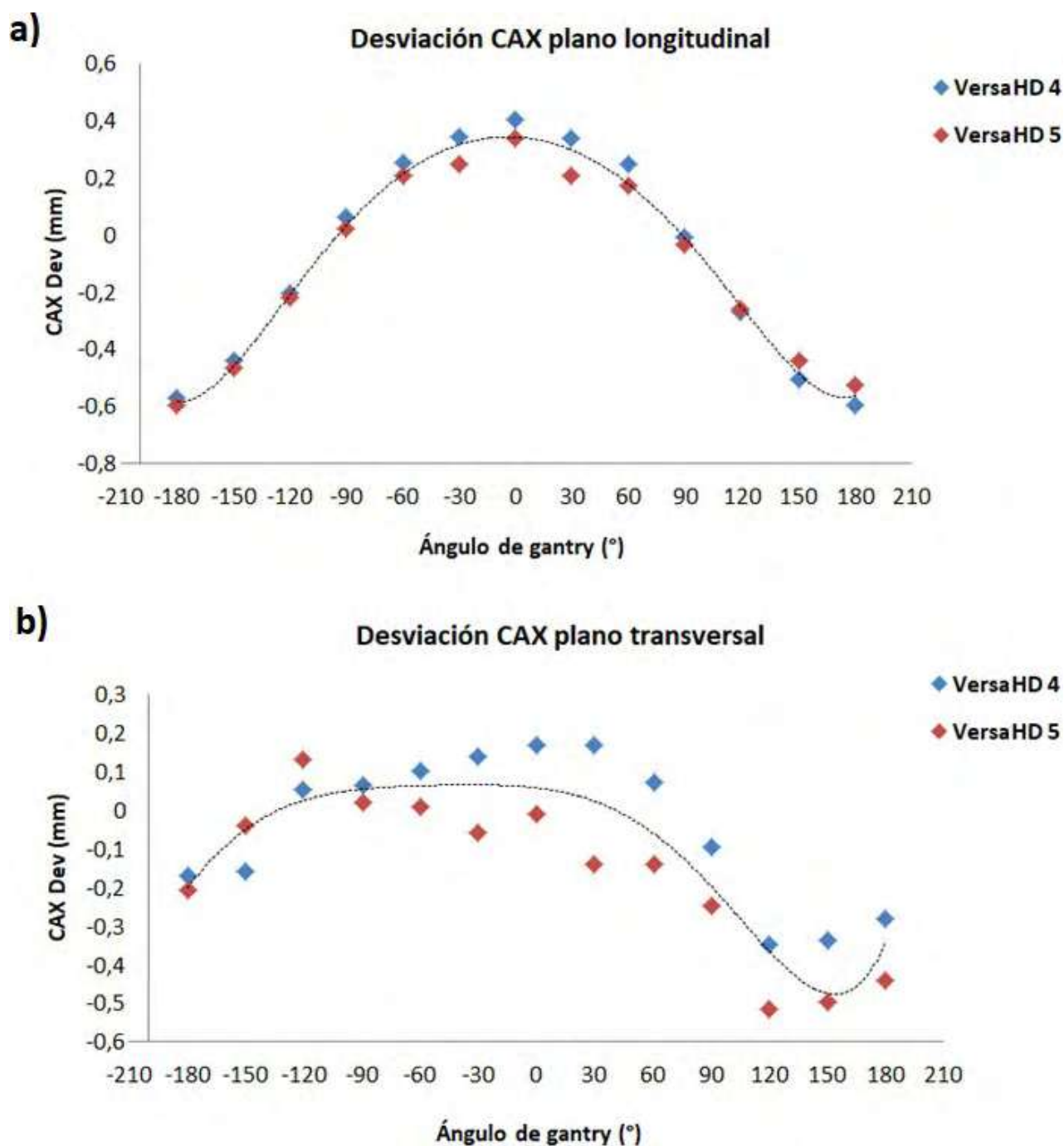


FIGURA 1: Desviación del CAX frente al ángulo de gantry en los planos longitudinal (a) y transversal (b) del acelerador.

#### DISCUSIÓN

Para la desviación del CAX en la dirección GT se obtiene una curva simétrica en forma de campana en ambos aceleradores. El efecto de torsión debido a la gravedad sobre la cabeza del gantry explica dicha simetría en el plano longitudinal y la mayor desviación del CAX en valor absoluto para un ángulo de gantry a  $180^\circ$  frente a  $0^\circ$ . Esto se debe a que la calibración del gantry se realiza en la posición de  $0^\circ$ . En la dirección AB, la gráfica no muestra una tendencia clara por el efecto del desfase de la unidad de rotación respecto al giro de gantry.

#### CONCLUSIONES

El procedimiento para verificar la estabilidad angular de los perfiles del haz de radiación nos permite obtener el valor de la desviación del CAX en la dirección longitudinal con el ángulo de giro, obteniendo curva simétrica con forma de campana<sup>2</sup>. Sin embargo, en la dirección transversal el desfase de la unidad de rotación respecto al giro de gantry produce una gráfica sin una tendencia clara de la que no se extrae ninguna conclusión.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> McEWEN, M. AND XU, L. (2009), SU-FF-T-385: COMMISSIONING OF A PTW STARCHECK 2-D ION CHAMBERARRAY. MED. PHYS., 36: 2610-2610
- <sup>2</sup> ROWSHANFARZAD, P., SABET, M., O'CONNOR, D.J. AND GREER, P.B. (2011), VERIFICATION OF THE LINAC ISOCENTER FOR STEREOTACTIC RADIOSURGERY USING CINE-EPID IMAGING AND ARC DELIVERY. MED. PHYS., 38: 3963-3970

# DETERMINACIÓN DEL RANGO ANGULAR DE PERTURBACIÓN DE LA MESA DE TRATAMIENTO SOBRE EL PERFIL DE RADIACIÓN DE UN HAZ DE FOTONES

Luján Expósito, ? (1); Ortega González, A. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Hernández Tébar, E. (1); Buades Forner, M. J. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: STARCHECK, OCTAVIUS 4D, PERFIL DE RADIACIÓN, PERTURBACIÓN.

## INTRODUCCIÓN

Se presentan los resultados de la determinación de la perturbación del perfil de radiación ocasionada por la mesa de tratamiento en los planos longitudinal y transversal de un acelerador lineal Versa HD en el Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca de Murcia en función del ángulo de gantry. La motivación de este trabajo nace en el contexto de la elaboración de un procedimiento propio de control de calidad de estabilidad angular de perfiles.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha empleado la matriz plana de detectores STARCHECK<sup>1</sup>, acoplada en la unidad de rotación OCTAVIUS 4D (FIGURA 1), y el software para medida y análisis BeamAdjust. Todo el material utilizado ha sido suministrado por PTW. Mediante el uso de un inclinómetro, el maniquí realiza un movimiento de rotación solidario al gantry del acelerador. Se han obtenido los perfiles de radiación de fotones de 6 MV para un campo de 20 cm x 20 cm a intervalos angulares regulares de 5°, midiendo en modo de dosis integrada, con un tiempo de integración de 20 s por medida.



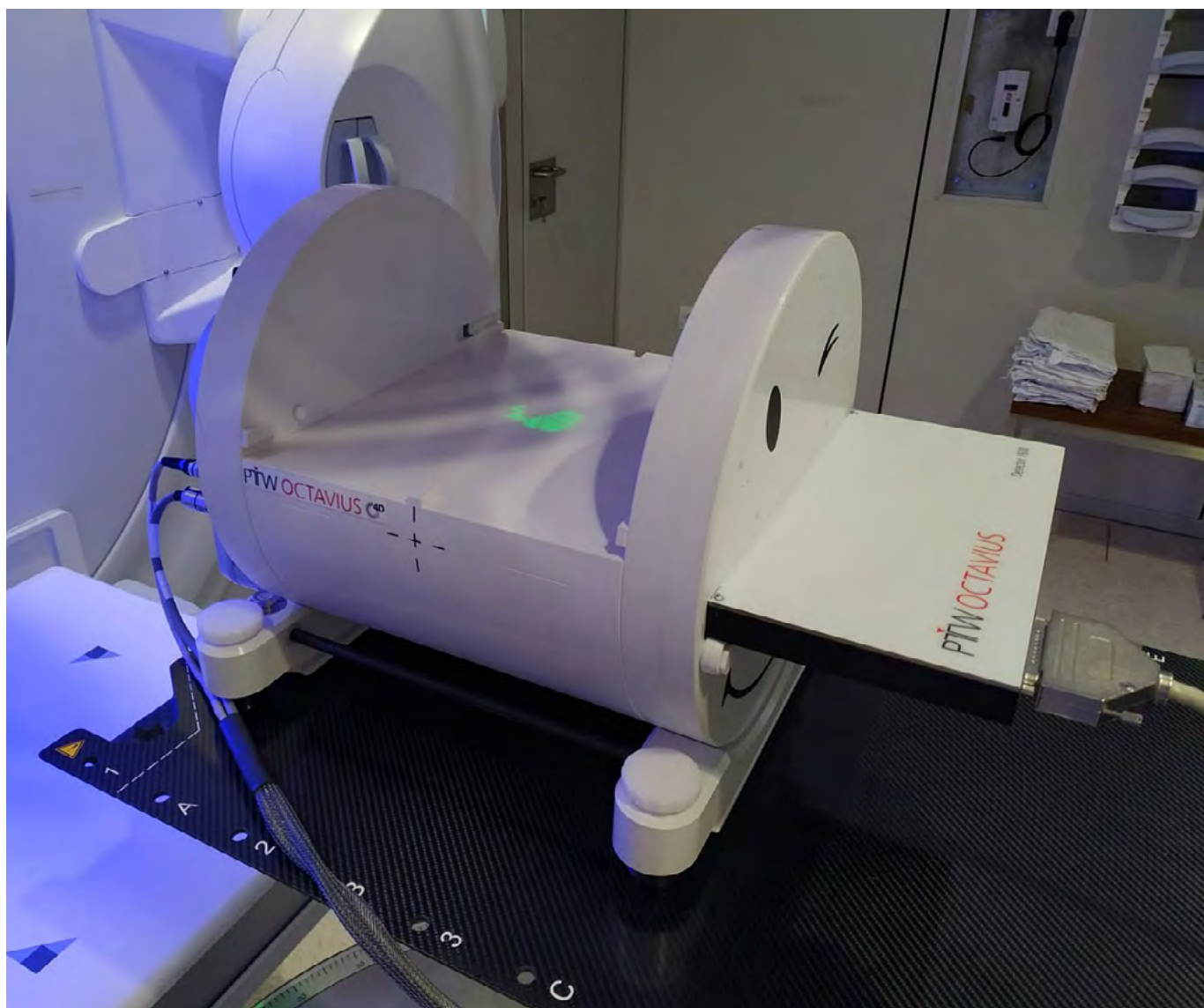


FIGURA 1: Unidad de rotación planar con un espesor tal que actúa como buildup para el detector, que se encuentra acoplado.

## RESULTADOS

La representación de los perfiles de radiación en el plano transversal para varios ángulos de giro de gantry (FIGURA 2) ofrece una medida cualitativa de la perturbación ocasionada por la mesa de tratamiento.



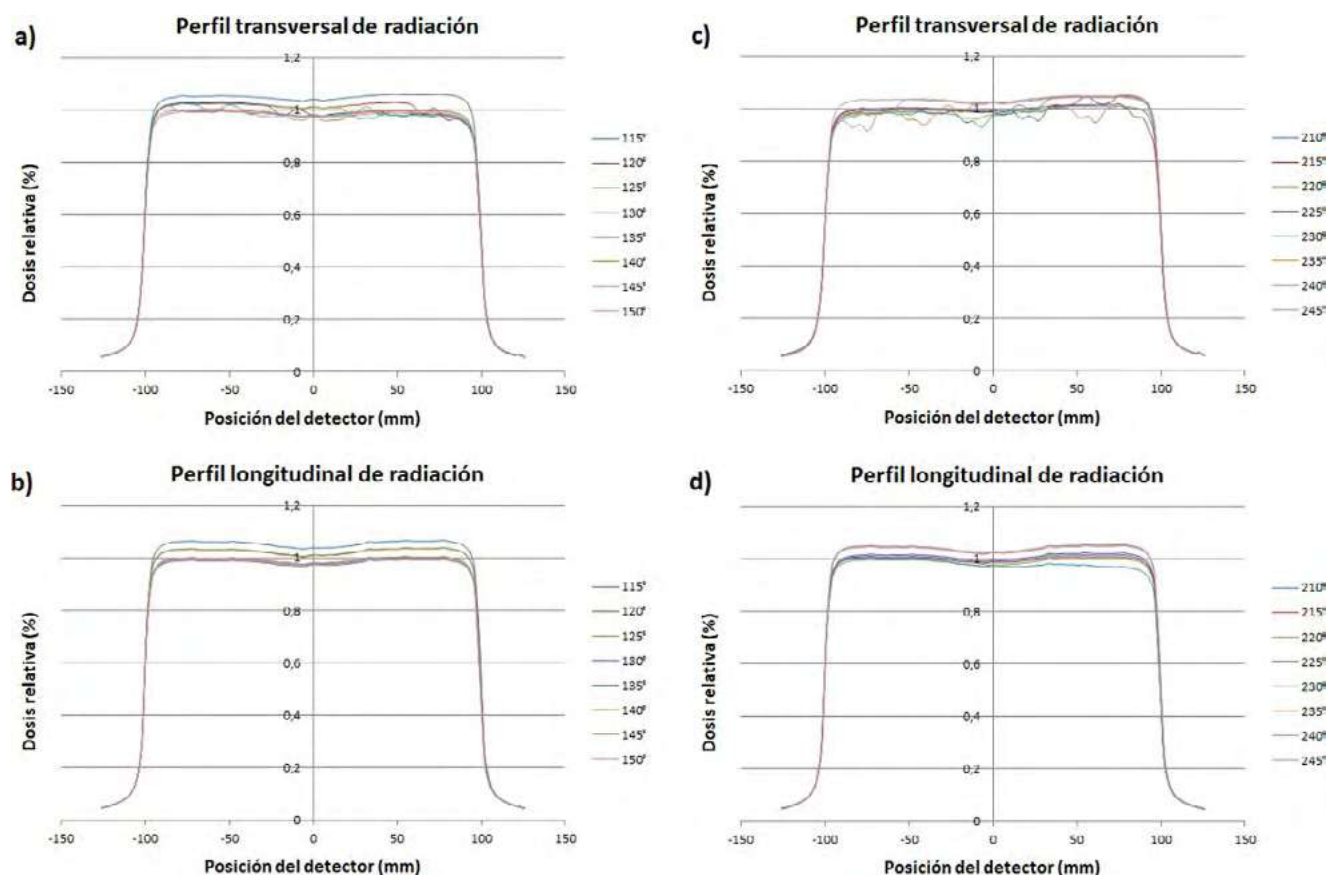


FIGURA 2: Variación cualitativa de la planitud del perfil de radiación de fotones para incidencias de 115°-150° (a,b) y 210°-245° (c,d) como consecuencia de la perturbación provocada por la mesa de tratamiento.

## DISCUSIÓN

El efecto de la perturbación ocasionada por la mesa de tratamiento sobre el perfil transversal de radiación es apreciable en un rango de 30° a ambos lados de la misma, concretamente, entre 210-245° y 115-150°. Este fenómeno no se aprecia en la dirección longitudinal del perfil de radiación.

## CONCLUSIONES

El detector STARCHCHECK puede ser acoplado en la unidad de rotación planar OCTAVIUS 4D con el fin de evaluar el perfil de radiación de fotones en los planos longitudinal y transversal de una unidad de tratamiento, para cualquier incidencia angular. Se ha comprobado que la perturbación ocasionada por la mesa de tratamiento es apreciable para un cierto rango de incidencias.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> McEWEN, M. AND XU, L. (2009), SU-FF-T-385: COMMISSIONING OF A PTW STARCHCHECK 2-D ION CHAMBERARRAY. MED. PHYS., 36: 2610-2610

# MEDIDA DE LA ESTABILIDAD ANGULAR DEL PERFIL DE RADIACIÓN DE FOTONES CON MATRIZ PLANA DE DETECTORES Y MANIQUÍ ROTATORIO

Luján Expósito, Á. (1); Ortega González, A. (1); Hernández Tébar, E. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Buades Forner, M. J. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: STARCHCHECK, OCTAVIUS 4D, PERFIL DE RADIACIÓN, ESTABILIDAD.

## INTRODUCCIÓN

El detector plano STARCHCHECK junto al software BeamAdjust de PTW permite monitorizar el perfil del haz de radiación en tiempo real. Calcula y analiza variedad de parámetros, tales como desviación del eje central (CAX), planitud, simetría y penumbras. Su uso

combinado con el maniquí OCTAVIUS 4D de PTW permite extender su uso para cualquier ángulo de incidencia. Se presenta un método de determinación y comparación del perfil de radiación de un acelerador lineal para diferentes incidencias.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha acoplado la matriz plana de detectores STARCHECK<sup>1</sup> en la unidad de rotación planar del maniquí OCTAVIUS 4D (FIGURA 1). Esto se consigue introduciendo el detector en la ranura disponible en el maniquí para tal fin y retirando el cabezal del maniquí que simula la dispersión y la atenuación propias de un tratamiento realista. La unidad de rotación planar cuenta con un espesor de material plástico atenuador sobre el detector que actúa como buildup para la radiación incidente, sin alterar la forma del perfil resultante. Mediante el uso de un inclinómetro acoplado al mural del acelerador, el montaje resultante era capaz de girar de manera solidaria con el gantry. En estas condiciones, se ha medido los perfiles de radiación de fotones de 6 MV, con un tamaño de campo de 20 cm x 20 cm, para incidencias de 0°, 90°, 180° y 270° en un acelerador lineal Versa HD (Elekta). Las medidas se han realizado en modo de dosis integrada para un tiempo de integración de 20 s en el software BeamAdjust. Los resultados obtenidos han sido analizados mediante el software MEPHYSTO mc<sup>2</sup> de PTW.

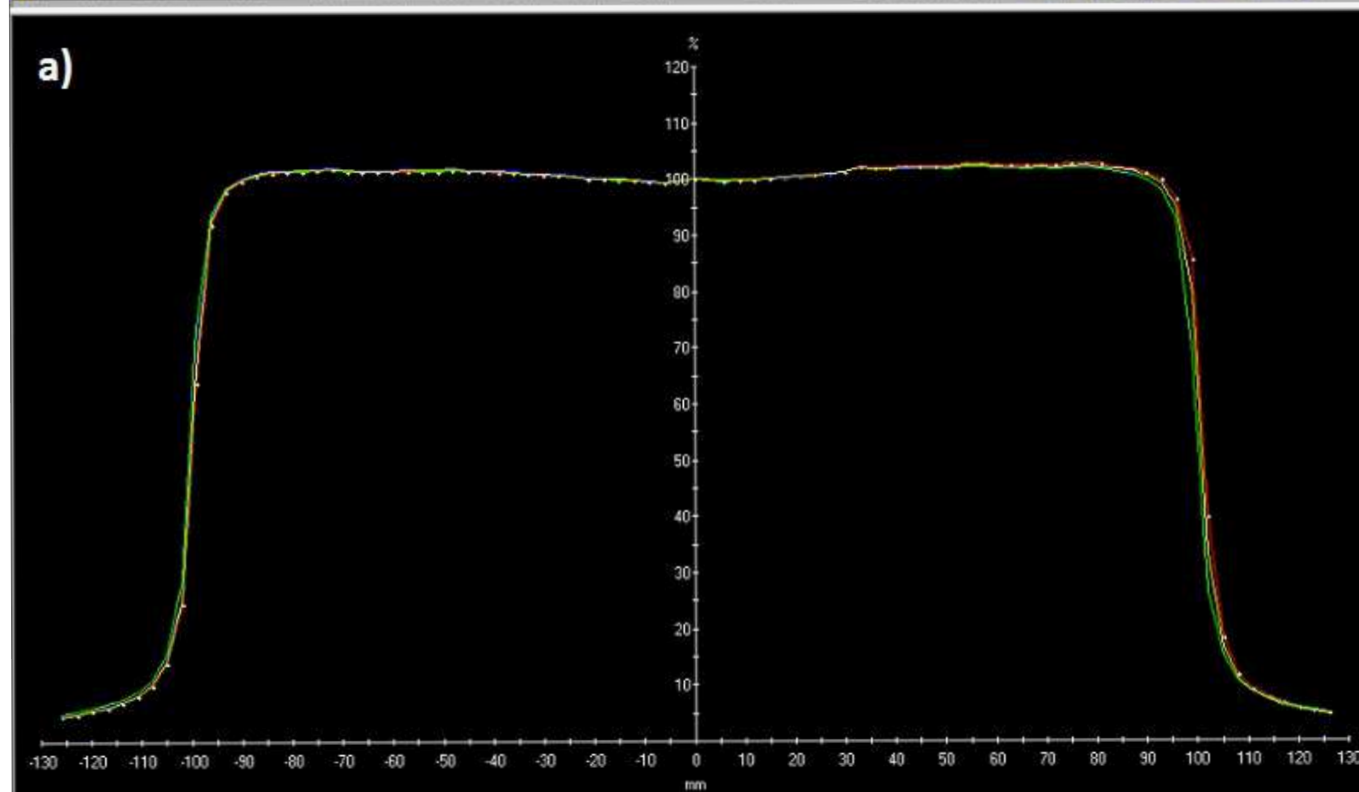


FIGURA 1: Unidad de rotación planar con un espesor tal que actúa como buildup para el detector, que se encuentra debidamente acoplado.

## RESULTADOS

En la FIGURA 2 se exhiben los perfiles de radiación longitudinal GT (a) y transversal AB (b) de rayos X.

|  | CAX Dev.<br>(mm) | Field Size<br>(cm) | Pen. Left<br>(mm) | Pen. Right<br>(mm) | Dmax<br>(%) | Dmin<br>(%) | Dave<br>(%) | Flatness<br>(%) | Symmetry<br>(%) | Max Dose Ratio | Field Size at SID<br>(cm) | F80   F90<br>(mm) | SSD<br>(cm) | Field Size<br>(cm x cm) | Curve Type      | Depth<br>(mm) |
|--|------------------|--------------------|-------------------|--------------------|-------------|-------------|-------------|-----------------|-----------------|----------------|---------------------------|-------------------|-------------|-------------------------|-----------------|---------------|
|  | 0.64             | 20,140             | 5.98              | 5.41               | 102.80      | 99.34       | 101.39      | 103.49          | 101.21          | 1.028          | 19,181                    | 3.65   3.76       | 100.0       | 20.0 x 20.0             | Inplane Profile | 50.00         |
|  | 0.32             | 20,124             | 5.99              | 5.41               | 102.32      | 99.42       | 101.30      | 102.91          | 100.65          | 1.023          | 19,165                    | 3.48   3.62       | 100.0       | 20.0 x 20.0             | Inplane Profile | 50.00         |
|  | -0.15            | 20,090             | 5.95              | 6.16               | 102.17      | 99.37       | 101.20      | 102.81          | 100.97          | 1.022          | 19,133                    | 3.55   3.69       | 100.0       | 20.0 x 20.0             | Inplane Profile | 50.00         |
|  | 0.36             | 20,111             | 5.99              | 5.45               | 102.39      | 99.36       | 101.28      | 103.05          | 100.90          | 1.024          | 19,153                    | 3.56   3.69       | 100.0       | 20.0 x 20.0             | Inplane Profile | 50.00         |



|  | CAX Dev.<br>(mm) | Field Size<br>(cm) | Pen. Left<br>(mm) | Pen. Right<br>(mm) | Dmax<br>(%) | Dmin<br>(%) | Dave<br>(%) | Flatness<br>(%) | Symmetry<br>(%) | Max Dose Ratio | Field Size at SID<br>(cm) | F80   F90<br>(mm) | SSD<br>(cm) | Field Size<br>(cm x cm) | Curve Type         | Depth<br>(mm) |
|--|------------------|--------------------|-------------------|--------------------|-------------|-------------|-------------|-----------------|-----------------|----------------|---------------------------|-------------------|-------------|-------------------------|--------------------|---------------|
|  | 0.17             | 20,130             | 6.98              | 6.73               | 101.64      | 99.22       | 100.78      | 102.44          | 100.77          | 1.017          | 19,171                    | 3.72   3.86       | 100.0       | 20.0 x 20.0             | Crossplane Profile | 50.00         |
|  | -0.18            | 20,118             | 6.86              | 6.93               | 101.70      | 99.28       | 100.82      | 102.43          | 100.47          | 1.017          | 19,160                    | 3.78   3.91       | 100.0       | 20.0 x 20.0             | Crossplane Profile | 50.00         |
|  | -0.33            | 20,078             | 7.00              | 6.97               | 101.64      | 99.25       | 100.73      | 102.41          | 100.80          | 1.017          | 19,122                    | 3.99   4.37       | 100.0       | 20.0 x 20.0             | Crossplane Profile | 50.00         |
|  | 0.13             | 20,108             | 7.05              | 6.81               | 101.81      | 99.25       | 100.77      | 102.58          | 101.06          | 1.018          | 19,150                    | 3.79   3.93       | 100.0       | 20.0 x 20.0             | Crossplane Profile | 50.00         |

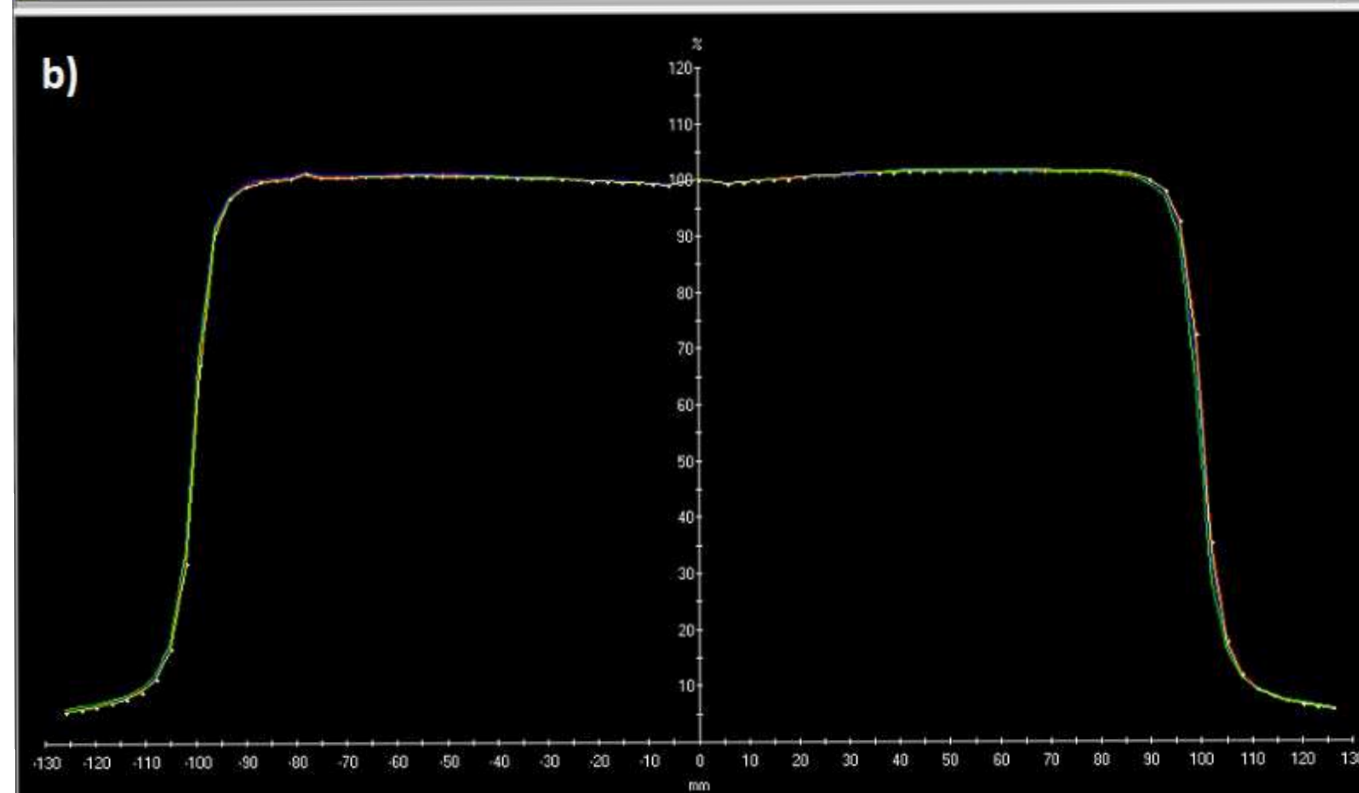


FIGURA 2: Perfiles de radiación obtenidos en los planos longitudinal (a) y transversal (b) para los ángulos de incidencia escogidos.



## DISCUSIÓN

Los parámetros que se pueden extraer de los perfiles de radiación se diferencian en menos de un 2% respecto a los referidos al perfil obtenido a 0°, cumpliendo así con las tolerancias establecidas por el Protocolo de Control de Calidad de aceleradores de electrones para uso médico<sup>2</sup>.

## CONCLUSIONES

El procedimiento presentado para verificar la estabilidad angular de los perfiles del haz de radiación nos permite obtener de manera sencilla y precisa los parámetros de interés de dichos perfiles en los planos longitudinal y transversal, e incluso en los dos planos diagonales.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> McEWEN, M. AND XU, L. (2009), SU-FF-T-385: COMMISSIONING OF A PTW STARCHECK 2-D ION CHAMBERARRAY. MED. PHYS., 36: 2610-2610

<sup>2</sup> CONTROL DE CALIDAD EN ACELERADORES DE ELECTRONES PARA USO MÉDICO. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (SEFM)

# COMPARATIVA DE DOS MÉTODOS DE VERIFICACIÓN DEL ISOCENTRO DE RADIACIÓN DE UN ACELERADOR LINEAL

Luján Expósito, Á. (1); Moreno Cano, R. (1); Hernández Tébar, E. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: ISOCENTRO, SAG, ISOCHECK

## INTRODUCCIÓN

La verificación del isocentro de radiación es una prueba geométrica fundamental en el Control de Calidad de un acelerador lineal. Además, es mandatorio realizar dicha prueba previamente a la administración de un tratamiento de radiocirugía<sup>1</sup>. En este trabajo se comparan los resultados obtenidos en el test de Winston-Lutz por medio de dos procedimientos de análisis diferentes: el utilizado por el servicio técnico de Elekta y mediante el uso del software comercial IsoCheck EPID (PTW).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han adquirido 8 imágenes portal del maniquí Single Ball Bearing con el software iViewGT a 4 giros de gantry (0°, 90°, 180°, 270°), con 2 giros de colimador (90°, 270°) para cada ángulo de gantry. Las medidas se han realizado en un acelerador lineal VersaHD con rayos X de energía nominal 6 MV. Las imágenes adquiridas han sido analizadas mediante el procedimiento del servicio técnico de Elekta y el software IsoCheck EPID.

Resultados: En la TABLA 1 se exponen los resultados absolutos obtenidos por medio de ambos procedimientos, así como la diferencia en la posición del isocentro en cada eje principal.

|                     | Elekta   | IsoCheck EPID | IsoCheck EPID Vs Elekta |
|---------------------|----------|---------------|-------------------------|
| Posición OX         | -0.12 mm | -0.12 mm      | 0.00 mm                 |
| Posición OY         | -0.36 mm | -0.01 mm      | 0.35 mm                 |
| Posición OZ         | 0.09 mm  | 0.08 mm       | -0.01 mm                |
| Distancia a láseres | 0.39 mm  | 0.14 mm       | -                       |

TABLA 1: Posiciones absolutas del isocentro de radiación respecto al isocentro mecánico (láseres de sala) para procedimiento de Elekta e IsoCheck EPID, distancia a láseres y diferencias entre ambos procedimientos.



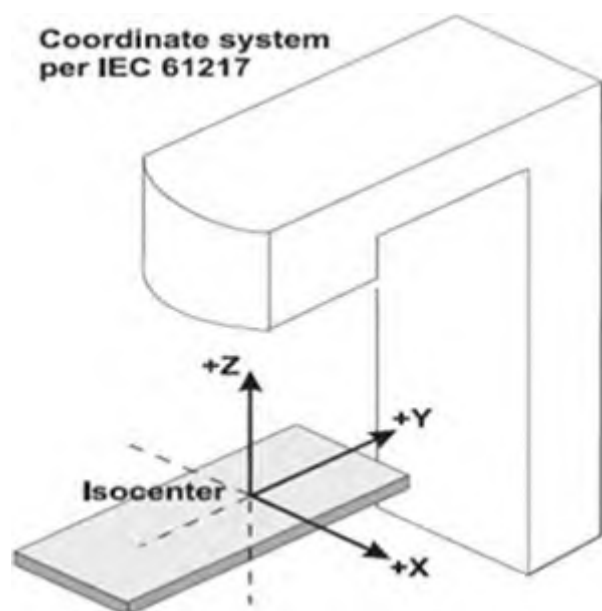


FIGURA 1: Sistema de coordenadas IEC 61217.

## DISCUSIÓN

En ambos casos, tanto la desviación del isocentro de radiación respecto al isocentro mecánico como el tamaño del isocentro de radiación están dentro de tolerancia<sup>1</sup>. Estos resultados están de acuerdo en los ejes coordenados OX y OZ, aunque existe una diferencia sistemática de 0,35 mm en el eje OY (FIGURA 1). Esta discrepancia la atribuimos al hecho de que, en la puesta en marcha del equipo, el ajuste de isocentro en el eje OY se realizó para un ángulo de gantry de 0°, haciéndolo coincidir con el isocentro de colimador para esa posición. Debido al efecto del SAC, con esta configuración se producen las mayores desviaciones del isocentro en el eje OY para incidencia de gantry a 180°. Este ajuste tiene la ventaja de que a 0° existe una perfecta coincidencia de línea de *mylar*, isocentro de colimador y láseres en isocentro, lo que facilita los controles mecánicos rutinarios en nuestro centro.

## CONCLUSIONES

Los procedimientos de análisis de Elekta e IsoCheck EPID para la verificación del isocentro ofrecen resultados compatibles, precisos y dentro de tolerancia. Se ha observado una discrepancia de 0,35 mm en el eje OY entre ambos métodos, que atribuimos al efecto del SAC y al ajuste del isocentro del acelerador en la dirección OY para un ángulo de 0° de gantry. Esta diferencia es compatible con la bibliografía aportada<sup>2</sup>.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> CONTROL DE CALIDAD EN ACELERADORES DE ELECTRONES PARA USO MÉDICO. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (SEFM)

<sup>2</sup> DENTON, T.R., SHIELDS, L.B.E., HOWE, J.N. AND SPALDING, A.C. (2015), QUANTIFYING ISOCENTER MEASUREMENTS TO ESTABLISH CLINICALLY MEANINGFUL THRESHOLDS. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, 16: 175-188



## COMPARACIÓN DE RESULTADOS EN LA VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO BASADA EN EPID ENTRE PORTAL DOSIMETRY (VARIAN) Y FRACTION 0 (SUN NUCLEAR)

Clemente Gutiérrez, F. (1); Forner Forner, Á. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Solís Preciado, N. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Fonseca Siles, Á. M. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Boo Pardo, A. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Toledo

**PALABRAS CLAVE:** VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO, EPID, PORTAL DOSIMETRY, FRACTION 0

### INTRODUCCIÓN

Entre los procedimientos habituales en el control de calidad pre-tratamiento se encuentran las medidas adquiridas con dispositivos de imagen portal (EPIDs), empleadas para verificar que la distribución de la fluencia calculada con el sistema de planificación es adecuadamente impartida por el acelerador. Para ello, se comparan las medidas adquiridas con el EPID con la fluencia predicha obtenida para el mismo. Existen distintas soluciones comerciales para realizar las verificaciones descritas [1]. Nuestro centro ha empleado habitualmente la herramienta Portal Dosimetry para dicho fin. Recientemente, se ha introducido la herramienta Fraction 0, perteneciente al software SunCHECK/PerFraction, que permite realizar comparaciones similares. El presente estudio compara los resultados de las verificaciones obtenidas con ambos sistemas.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas pre-tratamiento fueron adquiridas para un total de 10 tratamientos de VMAT (24 arcos), incluyendo distintas patologías. Los tratamientos fueron impartidos con unidades TrueBeam y TrueBeam STx, empleando un EPID aS1200.

Ambas herramientas (Portal Dosimetry y Fraction 0) se calibraron siguiendo los procedimientos determinados por ambos fabricantes. Las distribuciones obtenidas se compararon frente a las de referencia empleando análisis gamma, con distintas métricas (desde 1%/1 mm hasta 3%/3 mm, tanto local, como global referida al máximo de dosis, con un umbral del 10%). Los resultados fueron descritos como promedio  $\pm$  desviación estándar. Los datos fueron comparados empleando una prueba t de Student pareada de dos colas. La diferencia fue considerada como estadísticamente significativa para valores de  $p < 0.05$ .

### RESULTADOS

Las tasas de paso gamma obtenidas se presentan en la TABLA 1. La correlación entre ambas herramientas se muestra en la FIGURA 1, donde se ha representado la tasa de paso gamma para cada tratamiento, tomando el eje de abscisas para los resultados de Portal Dosimetry, y el de ordenadas para Fraction 0. Se observaron valores estadísticamente significativos al comparar los conjuntos de resultados en todos los casos, salvo para métricas 2%/2 mm y 3%/3 mm globales.

### DISCUSIÓN

Aunque las tasas de paso gamma tendieron a igualarse para las métricas más laxas (2%/2 mm y 3%/3 mm), las diferencias entre ambos sistemas siguieron siendo significativas, excepto para la tolerancia global referida al máximo, por lo que Portal Dosimetry ofrece, en principio, mejores tasas de paso. No obstante, estos resultados pudieron verse enmascarados por la escasa significancia de los mismos, puesto que el tamaño de la muestra fue bajo. Es de apreciar, además, que para las

métricas más comunes empleadas a nivel clínico, ambos sistemas presentaron resultados similares, por lo que Fraction 0 se convierte en una potente herramienta independiente del ecosistema Varian en la verificación pre-tratamiento.

### CONCLUSIONES

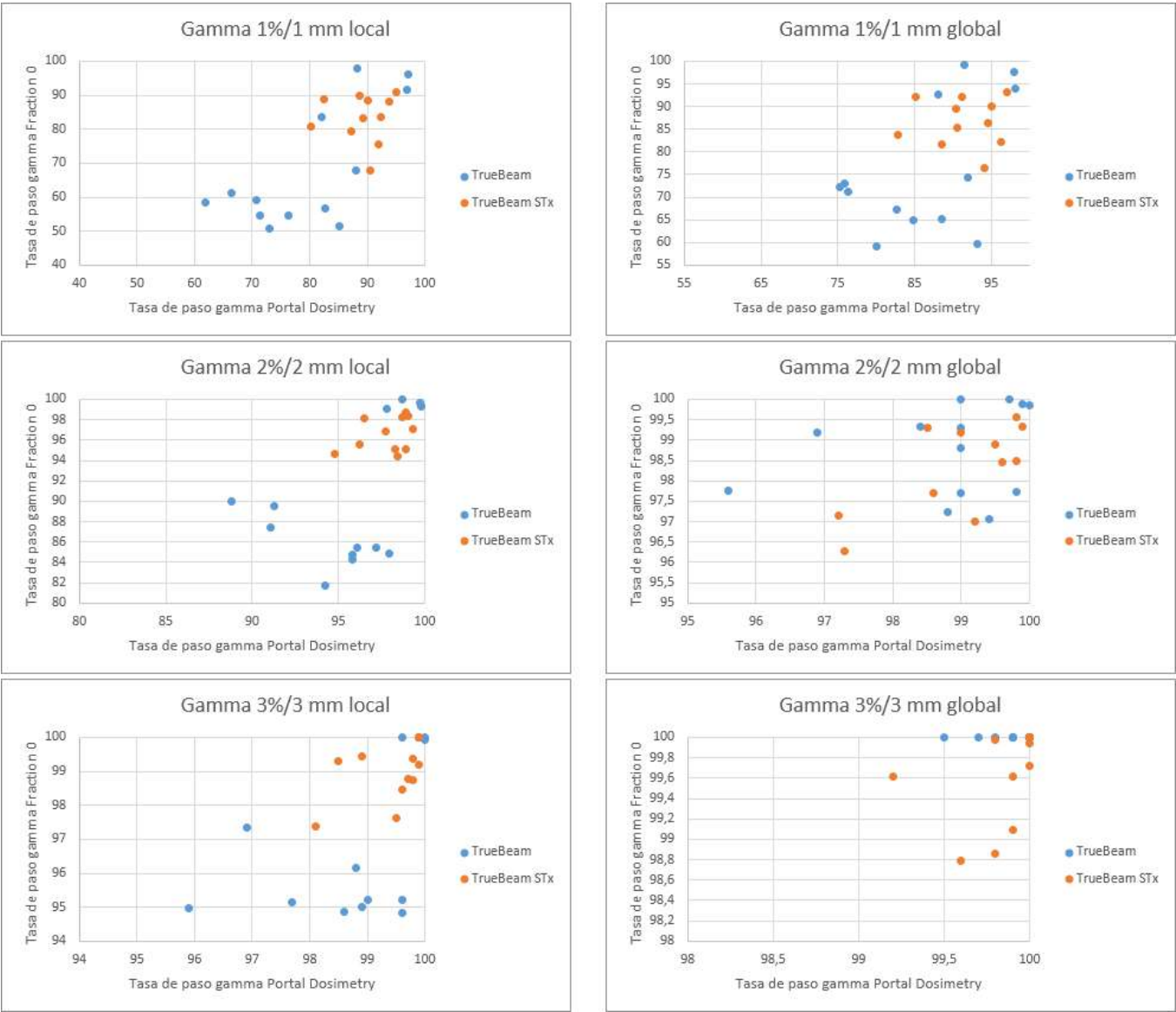
Se han presentado los resultados para dos herramientas de verificación pre-tratamiento empleando las medidas con EPID. Es necesario aumentar la muestra de resultados, si bien los resultados obtenidos con Fraction 0 son prometedores, estando en consonancia con los ofrecidos por Portal Dosimetry.



TABLA 1. Valores promedio para las tasas de paso gamma.

|             | 1%/1 mm local | 1%/1 mm global | 2%/2 mm local | 2%/2 mm global | 3%/3 mm local | 3%/3 mm global |
|-------------|---------------|----------------|---------------|----------------|---------------|----------------|
| TrueBeam PD | 80.0 ± 11.1   | 86.5 ± 8.0     | 95.7 ± 3.5    | 98.8 ± 1.3     | 98.8 ± 1.3    | 99.9 ± 0.2     |
| TrueBeam F0 | 68.0 ± 17.7   | 76.2 ± 14.5    | 90.1 ± 6.9    | 98.8 ± 1.1     | 96.8 ± 2.3    | 100.0 ± 0.0    |
| TB STx PD   | 89.2 ± 4.5    | 91.4 ± 4.6     | 97.9 ± 1.4    | 98.9 ± 1.0     | 99.4 ± 0.6    | 99.8 ± 0.2     |
| TB STx F0   | 83.3 ± 7.1    | 86.6 ± 5.3     | 96.6 ± 1.7    | 98.3 ± 1.1     | 98.9 ± 0.9    | 99.6 ± 0.5     |

FIGURA 1. Correlación entre las tasas de paso gamma, para las distintas métricas analizadas.



REFERENCIAS

<sup>1</sup> EPIDs AND QA OF ADVANCED TREATMENTS. MIJNHEER B. JOURNAL OF PHYSICS CONFERENCE SERIES, 2019. 1305(1): 012061.

<sup>2</sup> EVALUATION OF AUTOMATED PRE-TREATMENT AND TRANSIT IN-VIVO DOSIMETRY IN RADIOTHERAPY USING EMPIRICALLY DETERMINED PARAMETERS. BOSSUYT E, WEYTJENS R, NEVENS D, ET AL.. PHYS IMAGING RADIAT ONCOL 2020; 16: 113-29.

## IMPLEMENTACIÓN DEL TABLERO DE FIBRA DE CARBONO DE UNA MESA DE TRATAMIENTOS EN EL CÁLCULO DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN (TPS)

Martín Rodríguez, J. (1); Ramos Caballero, L. J. (1); Solís Preciado, N. (2); Elías Zapata, J. (3); Matito Escorihuela, V. M. (3); Ortiz Sierra, B. (3); Miguel Álvarez, L. (3)

(1) Servicio de Radiofísica. Hospital de Mérida. Mérida, (2) Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario de Toledo. Toledo, (3) Servicio de Radioterapia. Hospital de Mérida. Mérida.

PALABRAS CLAVE: COMISIONADO, QA, ELEKTA, HEXAPOD.

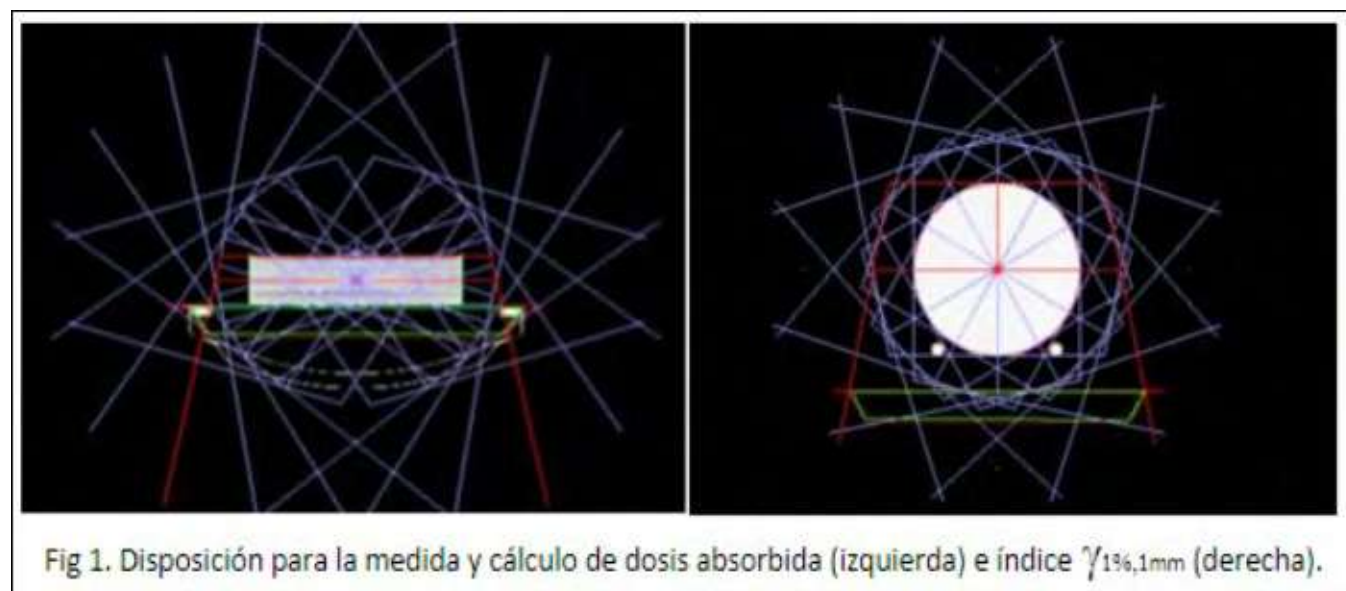
### INTRODUCCIÓN

El impacto dosimétrico del tablero de una mesa de tratamientos en un plan de radioterapia debe ser evaluado durante el proceso de planificación del mismo. Este trabajo tiene como objetivo cuantificar el efecto de la atenuación del mismo para una mesa (Elekta) e implementarlo en nuestro TPS Monaco® v5.51.

### MATERIAL Y MÉTODOS

El trabajo se centra en un acelerador Elekta Versa HD con mesa robótica HexaPOD evo RT para la energía nominal de fotones filtrados de 6 MV.

Para las medidas de dosis absorbidas se utilizó equipamiento manufacturado por IBA Dosimetry: un total de 8 cm de RW3 de 30 x 30 cm<sup>2</sup> con inserto en el centro para cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer (FC65-G) y electrómetro de referencia DOSE1. Se realizaron 3 irradiaciones de 100 UM por incidencias con giro de *gantry* de 20° para un tamaño de campo 10x10 cm<sup>2</sup>, promediando la dosis absorbida por incidencia. Se repitió el proceso (figura1) irradiando sobre la matriz de diodos 3D ArcCheck® (Sun Nuclear) cada 30°, evitando así incidencias con sus barras laterales, para el posterior análisis siguiendo un criterio restrictivo  $\gamma_{1\%,1\text{mm}}$  utilizando su software SNCPatient en configuración global.



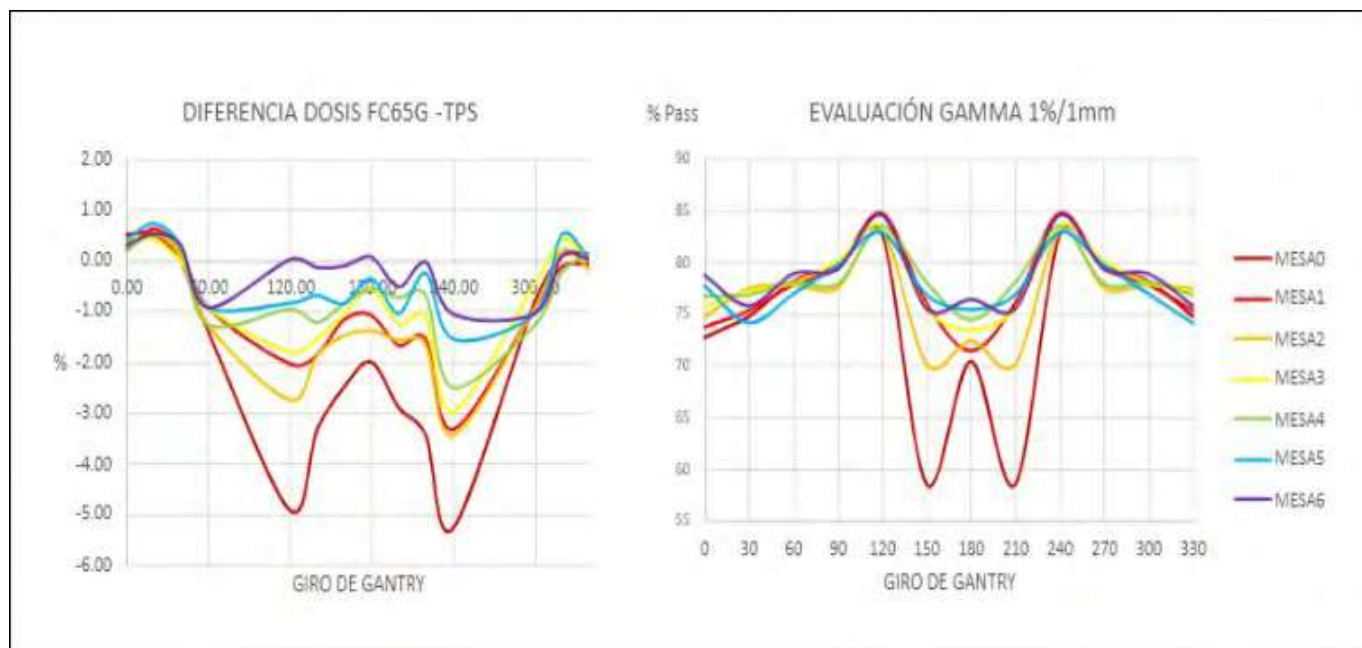
El TPS contiene en su librería de mesas de tratamiento una con las mismas dimensiones geométricas que nuestra camilla, la forman dos estructuras, *foam* y *fiber*. Para su modelado las densidades electrónicas (ED) pueden ser forzadas en el cálculo. El procedimiento seguido para la comparación de medidas frente a cálculos fue asignar de forma iterativa densidades aproximadas a las recomendadas por Elekta, recalculando en cada caso para cada par de valores de ED asignados a cada tablero. Se tomó así el valor de dosis correspondiente a la cámara de ionización y los RTDose para la evaluación con la matriz de diodos.

Los cálculos se realizaron con el algoritmo Monte Carlo, rejilla de cálculo de 3 mm e incertidumbre estadística de 0,5%.



## RESULTADOS

Las gráficas siguientes representan los resultados obtenidos mediante el procedimiento descrito anteriormente con la cámara FC65-G y la matriz 3D respectivamente.



El par de densidades (*foam;fiber*) sobrescritas a cada "MESA" son MESA0 (0;0), MESA1 (0,02;0,45), MESA2 (0,04;0,2), MESA3 (0,04;0,45), MESA4 (0,04;0,5), MESA5 (0,06;0,5) y MESA6 (0,08;0,55).

## DISCUSIÓN

El análisis de los datos obtenidos muestra que en función del modelado de la camilla en el TPS se pueden obtener desviaciones promedio del 1,98% en caso de no considerar la camilla en el cálculo (MESA0) y del 1,08% (MESA1) para las densidades sugeridas por el vendedor (Elekta). El par de densidades correspondientes a la MESA6 presenta el mejor acuerdo con una desviación del 0,51%. Este resultado es congruente con el análisis tridimensional de la distribución de dosis evaluada, cuyas medias geométricas son 72,86%, 77,06% y 78,52% respectivamente.

## CONCLUSIÓN

El modelado de la mesa en el TPS debe considerarse imprescindible para mejorar la calidad de los tratamientos radioterápicos. En futuros trabajos se incluirá este efecto en análisis de dosimetrías clínicas.

# RESULTADOS PRELIMINARES EN LA IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA DE LA PLATAFORMA DE CÁLCULO REDUNDANTE BASADA EN MONTE CARLO VERIQA

Clemente Gutiérrez, F. (1); Forner Forner, Á. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Merino Gestoso, J. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Solís Preciado, N. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Castro Rizos, I. (1); Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Fustes Sanjuán, M. M. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rodríguez Hidalgo, M. P. (1); Boo Pardo, A. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Toledo

PALABRAS CLAVE: VERIFICACIÓN REDUNDANTE, MONTE CARLO, VERIQA

## INTRODUCCIÓN

Entre los procedimientos habituales del control de calidad pre-tratamiento, además de las medidas adquiridas con distintos detectores, se encuentra el cálculo redundante del plan de tratamiento mediante un sistema adicional al de planificación. Estos sistemas permiten la realización de un cálculo independiente a partir de los datos contenidos en el RTPlan, pudiendo ofrecer desde datos de dosis puntual, a un cálculo 3D sobre la anatomía del paciente. El presente estudio recoge los datos preliminares de la implementación clínica de un sistema comercial de cálculo redundante 3D mediante algoritmo de cálculo Monte Carlo.



## MATERIAL Y MÉTODOS

Recientemente, se implementó en nuestro centro la solución VeriQA (PTW), que permite un cálculo independiente de la dosis sobre la anatomía del paciente. La aplicación está basada en el motor de cálculo Monte Carlo SciMoCa RT [1].

Empleando los datos de comisionado, el fabricante modeló en el sistema las dos unidades de tratamiento disponibles en la institución (TrueBeam y TrueBeam STx) para las energías de fotones disponibles. El ajuste fino de los modelos se llevó a cabo en el propio centro, balanceando en la aplicación el factor de calibración y el valor del offset del MLC ("leaf offset correction"), mediante ajuste empírico. Las distribuciones de dosis obtenidas por el sistema se compararon frente a las de referencia (calculadas en Eclipse con Acuros) empleando análisis gamma, con distintas métricas (desde 1%/1 mm hasta 3%/3 mm, tanto local, como global referida al máximo de dosis, con un umbral del 10%), tanto para volúmenes blanco como para órganos de riesgo. Se recopilieron los datos para 20 pacientes, repartidos en cuatro patologías/localizaciones representativas: cerebral, mama, SBRT de pulmón y próstata. Los resultados fueron descritos como promedio  $\pm$  desviación estándar

## RESULTADOS

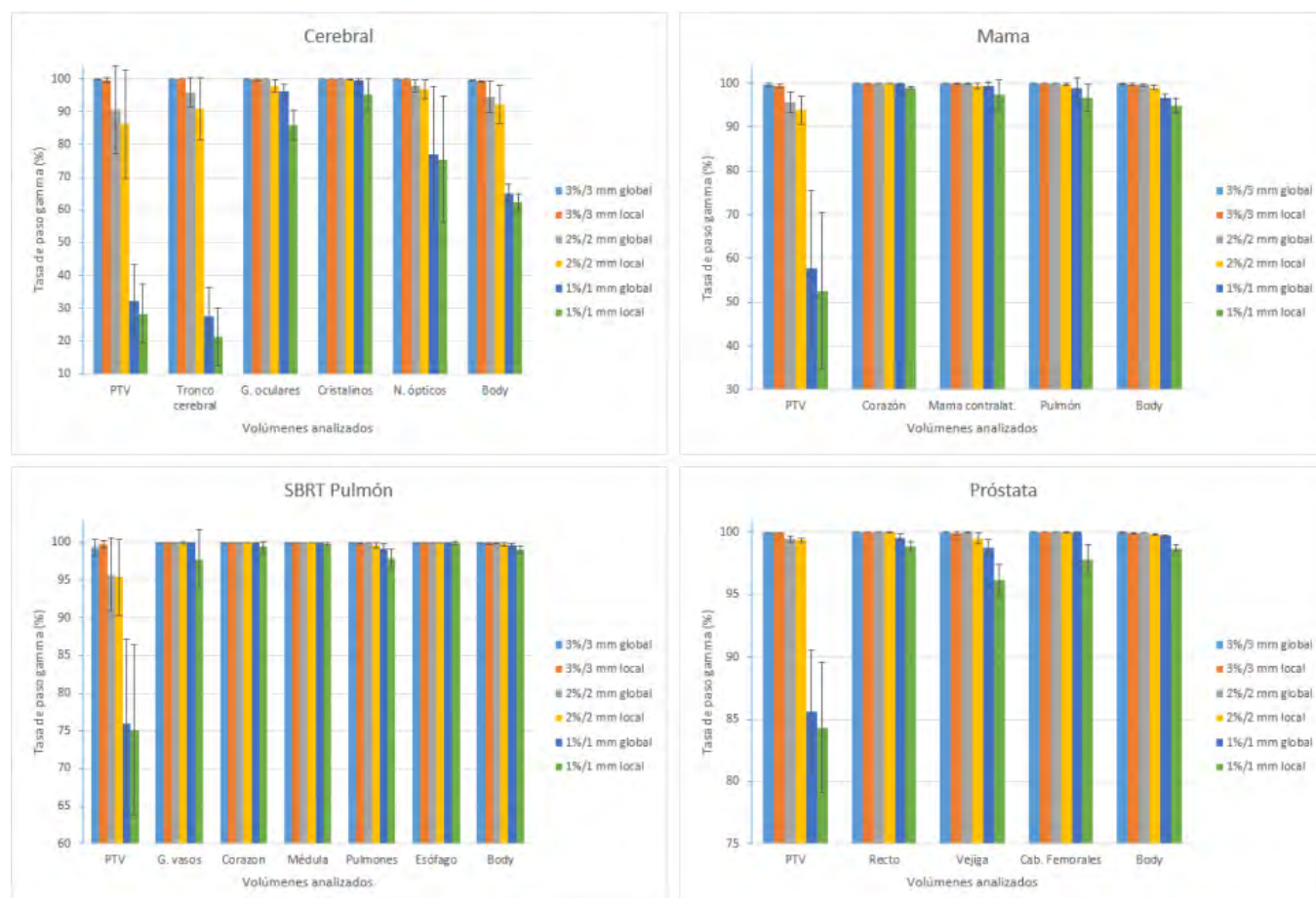
Las tasas de paso gamma 3D promedio obtenidas se presentan en la FIGURA 1. Los valores para las métricas 3%/3 mm y 2%/2 mm superaron el 95% para todos los casos, salvo para el PTV de mama (93.8 %  $\pm$  3.2 % en el caso 2%/2 mm local) y para varios de los volúmenes de la localización cerebral.

## DISCUSIÓN

Los resultados del análisis gamma fueron adecuados para las métricas 3%/3 mm y 2%/2 mm, tanto globales como locales. Las tasas de paso disminuyeron considerablemente al emplear métricas más restrictivas (1%/1 mm). La patología cerebral mostró peores resultados que el resto, a diferencia de lo esperado. Un análisis visual de la distribución gamma 3D sobre la anatomía del paciente puede arrojar como posible causa las discrepancias en el cálculo entre los algoritmos Monte Carlo y Acuros en tejido óseo, puesto que la zona exterior al mismo presentó resultados mejores que la interior.

## CONCLUSIONES

Se presentaron los resultados preliminares para las verificaciones realizadas con el software VeriQA. Es necesario aumentar la muestra de resultados, si bien los obtenidos están en buen acuerdo entre el sistema de planificación y el cálculo redundante, considerando la distinta naturaleza de los algoritmos empleados.





## REFERENCIAS

<sup>1</sup> VALIDATION OF A SECONDARY DOSE CHECK TOOL AGAINST MONTE CARLO AND ANALYTICAL CLINICAL DOSE CALCULATION ALGORITHMS IN VMAT. PIFFER S, CASATI M, MARRAZZO L, ET AL.. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS 2021; 22: 51.

# COMISIONADO DE LA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN DE PRODUCTOS HEMODERIVADOS EN UN ACELERADOR ELEKTA VERSA HD

Martín Rodríguez, J. (1); Ramos Caballero, L. J. (1); Solís Preciado, N. (2); Matito Escorihuela, V. M. (3); Ortiz Sierra, B. (3); Miguel Álvarez, L. (3); Elías Zapata, J. (3)

(1) Servicio de Radiofísica. Hospital de Mérida. Mérida., (2) Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario de Toledo. Toledo., (3) Servicio de Radioterapia. Hospital de Mérida. Mérida.

PALABRAS CLAVE: HEMODERIVADOS, COMISIONADO, QA, IRRADIACIÓN.

## INTRODUCCIÓN

La irradiación de componentes sanguíneos es una técnica reconocida a nivel mundial para eliminar la posibilidad de Enfermedad Injerto contra Huésped asociada a la transfusión, la cual es mortal en el 95% de los casos. La dosis absorbida de 25Gy evita el desarrollo de dicha enfermedad.

Las bolsas de productos a irradiar son sumergidas en agua para evitar la heterogeneidad de aire y constituyen volúmenes variables caracterizados por espesores (alturas) diferentes en la cuba de irradiación.

El objetivo del trabajo es comisionar la técnica de irradiación en un acelerador para administrar la dosis necesaria, en función del espesor de productos hemoderivados.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El centro dispone de un acelerador Elekta Versa HD y sistema planificador de tratamientos (TPS) Monaco v5.51. Para el cálculo de dosis se utilizó la energía de 6MV y la técnica isocéntrica centrando a hemiespesor dos haces opuestos (AP/PA) de tamaño de campo 40x40cm sobre el estudio CT de una cuba de metacrilato con 3cm de espesor en su base y 4cm en los lados (figura1a) y que contendrá los productos. Se generaron en su interior estructuras virtuales en forma de láminas de 1cm de espesor apiladas hasta una altura máxima de 31cm (figura1b).

En la figura1c se muestra la cuba con regla graduada para el posicionamiento a la profundidad del hemiespesor preciso en cada plan de tratamiento.

El comisionado se llevó a cabo en dos fases:

- Se generan múltiples planes en el TPS variando el número de láminas con densidad electrónica forzada (agua) que simulan diferentes espesores de producto hemoderivado. Se prescribe en cada caso 30Gy al isocentro, posicionado este a la profundidad de su hemiespesor y se obtienen la UM para las incidencias AP y PA.
- Se irradian las diferentes configuraciones anteriores de UM en proyección AP (variando la SSD con SAD 100cm) para verificar dosimétricamente el cálculo con el conjunto cámara de ionización cilíndrica FC65-G y electrómetro DOSE1 (IBA). Las medidas se realizaron con la cuba Blue Phantom<sup>2</sup> (IBA).

## RESULTADOS

En la tabla1 quedan recogidas las UM calculadas por el TPS para suministrar la dosis prescrita en la proyección AP de cada hemiespesor, junto a la dosis medida con cámara de ionización FC65-G, normalizadas ambas a 100 UM.

## DISCUSIÓN

En base a los resultados de las medidas de dosimetría absoluta con distintos espesores se aprecia con respecto a los cálculos del TPS una máxima desviación en un hemiespesor en particular de 2%.



## CONCLUSIONES

Se considera la técnica comisionada para el uso clínico en la irradiación diaria de productos hemoderivados, siendo el procedimiento propuesto una manera de garantizar el control de calidad de la misma y exportable a otros centros hospitalarios.

Figura1.

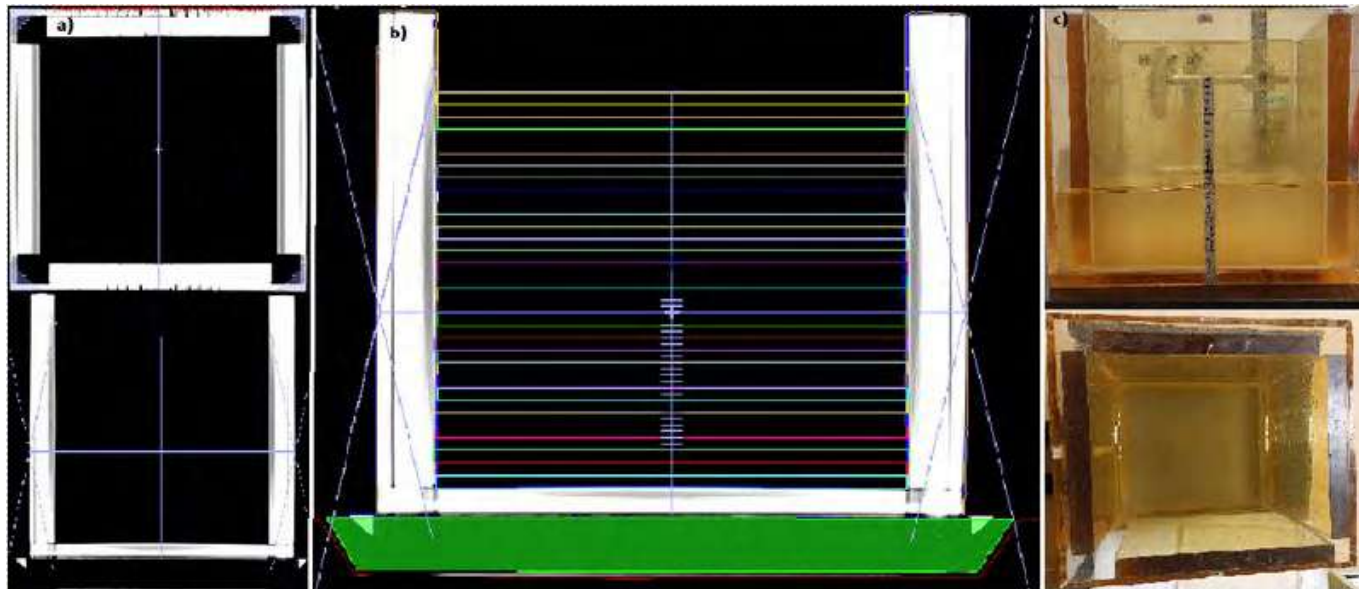


Tabla1.

| HEMIESPESOR<br>(cm) | SSD<br>(cm) | AP<br>(UM) | FC65-G     | TPS   | Diferencia<br>(%) |
|---------------------|-------------|------------|------------|-------|-------------------|
|                     |             |            | cGy/100 UM |       |                   |
| 5                   | 95          | 1438       | 105.2      | 104.3 | 0.82              |
| 6                   | 94          | 1467       | 103.0      | 102.2 | 0.77              |
| 7                   | 93          | 1500       | 100.8      | 100.0 | 0.80              |
| 8                   | 92          | 1516       | 98.6       | 98.9  | -0.32             |
| 9                   | 91          | 1570       | 96.4       | 95.5  | 0.89              |
| 10                  | 90          | 1585       | 94.1       | 94.6  | -0.54             |
| 11                  | 89          | 1651       | 91.8       | 90.9  | 1.03              |
| 12                  | 88          | 1679       | 89.5       | 89.3  | 0.15              |
| 13                  | 87          | 1711       | 87.2       | 87.7  | -0.55             |
| 14                  | 86          | 1730       | 84.9       | 86.7  | -2.08             |
| 15                  | 85          | 1798       | 82.6       | 83.4  | -1.01             |
| 16                  | 84          | 1866       | 80.4       | 80.4  | -0.01             |
| 17                  | 83          | 1888       | 78.1       | 79.4  | -1.75             |





# CONCORDANCIA ENTRE PLACAS RADIOCRÓMICAS Y EQUIPO CON ARRAY DE DETECTORES PARA LA MEDIDA DE LA COINCIDENCIA ISOCENTRO MECÁNICO Y DE RADIACIÓN EN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES

Torres Sánchez, J. (1); Cano Iglesias, E. (1); Martínez Cobo, R. (1)

(1) Hospital Universitario Reina Sofía

PALABRAS CLAVE: ISOCENTRO RADIACIÓN, ISOCENTRO MECÁNICO, ARC CHECK, RADIOCRÓMICA

## INTRODUCCIÓN

Uno de los métodos más usuales para comprobar la coincidencia entre los isocentros mecánico y de radiación con giro de gantry de un acelerador de electrones, es la irradiación en estrella con películas radiocrómicas. En este estudio se propone un método alternativo para realizar estas verificaciones, usando un array de detectores, lo que supondría un ahorro de tiempo y de recursos del hospital. Se analizan tres métodos de medida: película radiocrómica, irradiación de array con angulaciones discretas (método estático) e irradiación de manera continua en arco (método dinámico).

La concordancia entre placas radiocrómicas y los dos métodos del array nos permitirá determinar si se pueden utilizar estos dos últimos como alternativa al primero y, de entre ellos, cual ofrece mejores resultados. Por último, se evalúa la exactitud de la indicación angular digital del gantry que proporciona el análisis del método estático.

## MATERIALES Y MÉTODOS

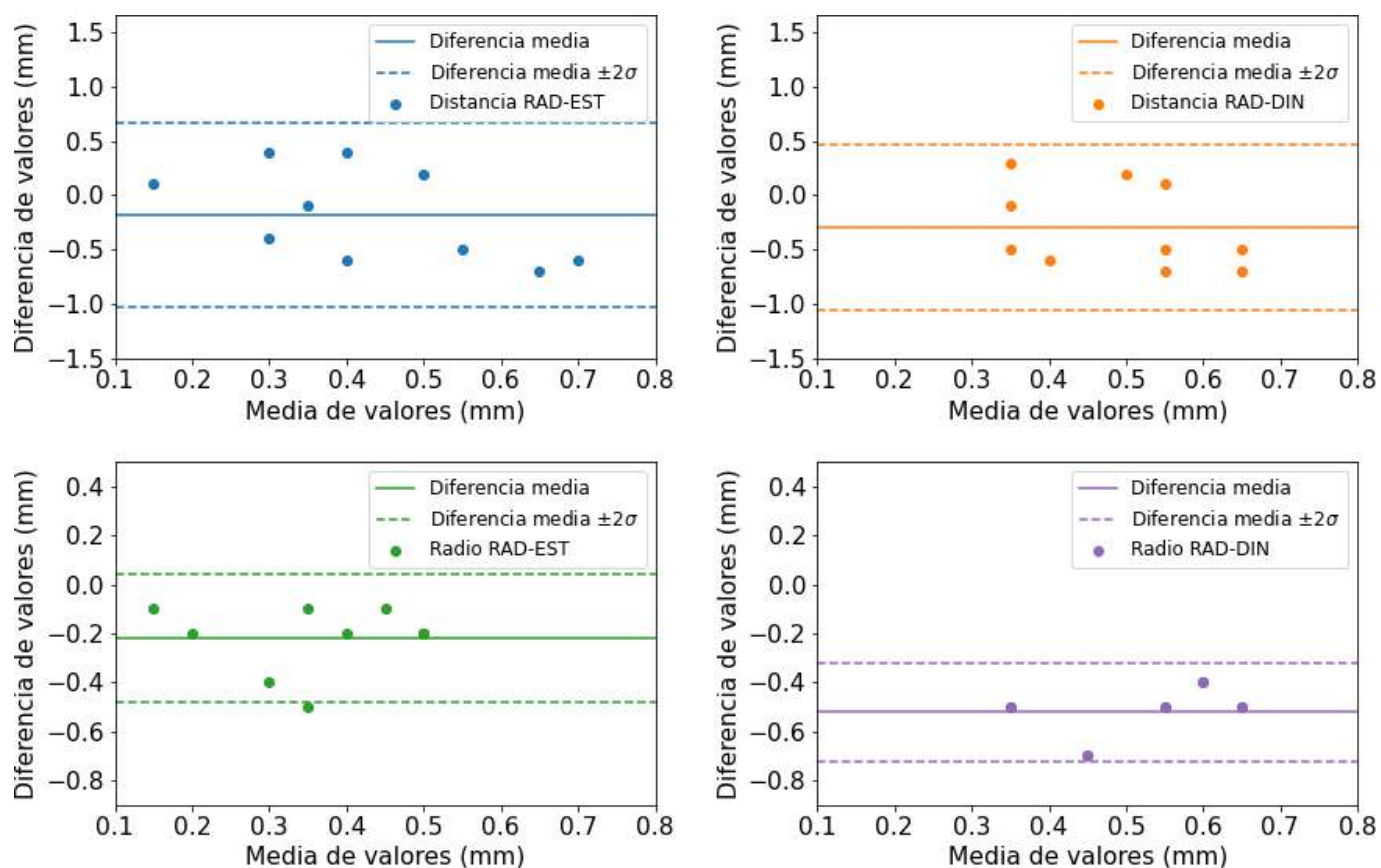
El array de detectores usado es ArcCheck (Sun Nuclear) y las placas radiocrómicas, RTQA2 (Gafchromic). Sirviéndonos de un estudio Bland-Altman, compararemos los métodos radiocrómica-estático (RAD-EST) y radiocrómica-dinámico (RAD-DIN). Para ambas, registraremos distancia entre isocentros radiación-mecánico y radio de isocentro de radiación.

En el caso con película radiocrómica, analizamos los datos a partir de seis angulaciones de gantry con el software IsoCheck (PTW), mientras que con el equipo ArcCheck lo hacemos con doce angulaciones en el caso estático y un registro continuo de datos en el dinámico, usando el software SNC Patient (Sun Nuclear).

SNC Patient, con el método estático, determina también la diferencia entre angulación indicada en el acelerador y la medida. Haremos una media de dicha diferencia para cada medida, agrupando los resultados por angulación. Se realizan diez medidas de los tres métodos en días consecutivos.

## RESULTADOS

La figura 1 muestra la comparativa Bland-Altman. La TABLA 1 muestra la diferencia media entre valores medidos e indicados por angulación.



**Figura 1**

|                | 0°  | 15° | 45° | 75  | 105° | 135° | 165° | 210° | 240° | 270° | 300° | 330° |
|----------------|-----|-----|-----|-----|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Promedio (mm)  | 0,2 | 0,2 | 0,2 | 0,2 | 0,2  | 0,2  | 0,2  | 0,3  | 0,3  | 0,3  | 0,2  | 0,2  |
| Max (mm)       | 0,3 | 0,4 | 0,4 | 0,3 | 0,3  | 0,2  | 0,3  | 0,4  | 0,4  | 0,4  | 0,4  | 0,4  |
| Min (mm)       | 0,1 | 0,1 | 0,1 | 0,1 | 0,0  | 0,1  | 0,1  | 0,2  | 0,2  | 0,2  | 0,1  | 0,1  |
| <b>Tabla 1</b> |     |     |     |     |      |      |      |      |      |      |      |      |

## DISCUSIÓN

Para distancia isocentro radiación-mecánico y radio de isocentro de radiación, la mejor concordancia con el valor registrado por placas radiocrómicas, es el medido con el método estático (promedio de diferencias -0.18 mm y -0.22 mm respectivamente). La dispersión de la media de valores obtenidos, para los dos estudios del método estático, se corresponde con la de las fluctuaciones medidas de la magnitud correspondiente (desviación estándar 0.17 mm y 0.13 mm para distancia y radio).

Respecto a la medida de angulación del gantry, observamos buena exactitud entre angulación indicada y medida (promedio +0.2°, máxima desviación +0.3°). Para asegurar la exactitud del cálculo, se ha comprobado que, al introducir un error intencionado de +0.5° y +1.0° en todas las angulaciones reales del gantry, este es reflejado correctamente con el método estático (promedio +0.6° y +1.1° respectivamente).

## CONCLUSIONES

El uso del equipo ArcCheck supone una alternativa exacta y fiable para la comprobación periódica de la coincidencia entre los isocentros mecánico y de radiación. Entre los dos métodos proporcionados por este equipo, el basado en angulaciones discretas ofrece un mejor resultado al compararlo con lo obtenido con películas radiocrómicas.



## CONTROL DE CALIDAD DE PLANES CON GATING EN UN ACELERADOR TRUE BEAM CON EL SISTEMA RPM DE VARIAN

Granado Alonso, L. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Benito García, J. C. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Tenllado Baena, E. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Escobar Corominas, I. (1); Montes Fuentes, C. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: GATING, RPM, TRUE BEAM

### INTRODUCCIÓN

La técnica de gating respiratorio permite, en lesiones móviles, irradiar el tejido tumoral en fases concretas de su movimiento, reduciendo las dosis en tejido sano.

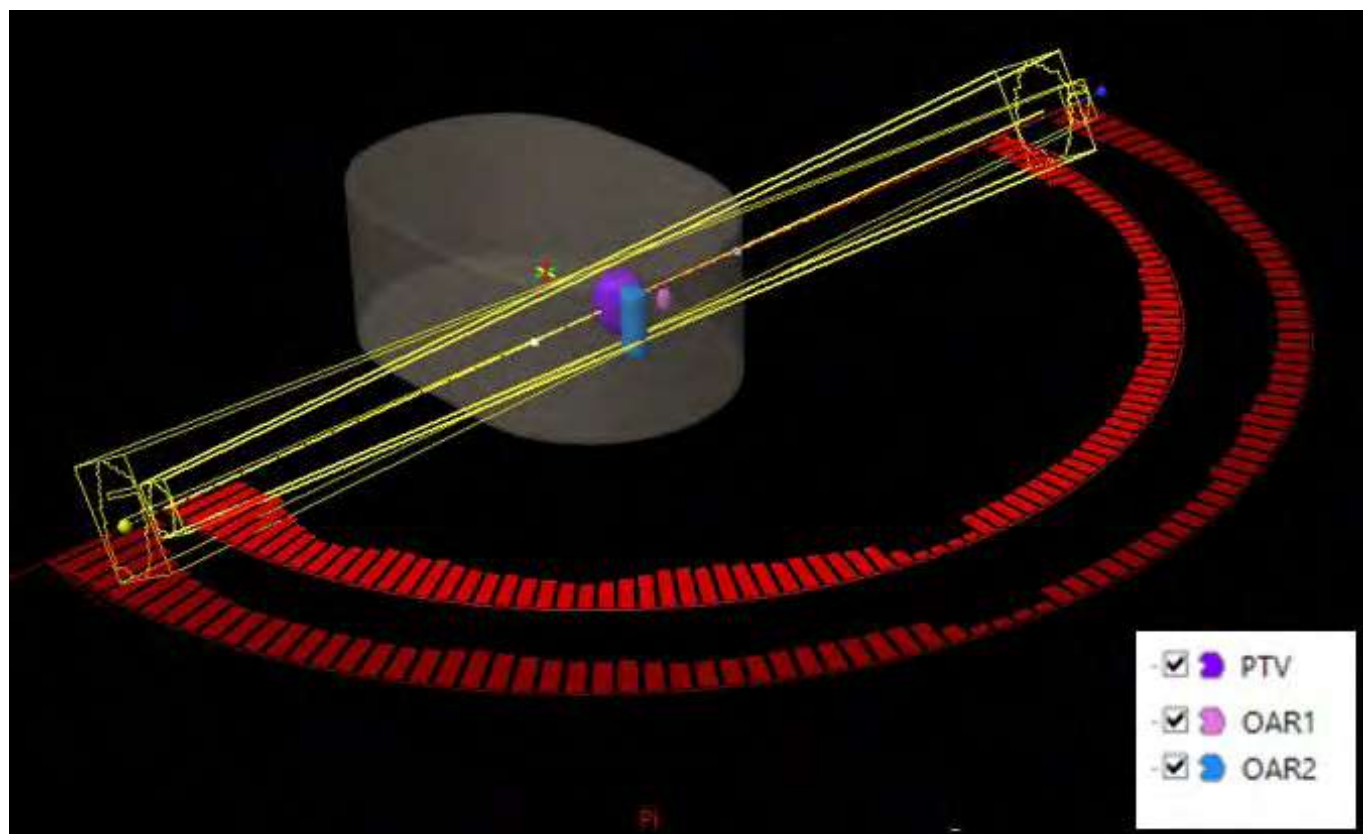
El sistema Real-time Positioning Management (RPM, Varian) utiliza un marcador que se posiciona sobre el paciente para reflejar el movimiento respiratorio y es registrado por una cámara para obtener la curva de respiración del paciente. Al administrar el plan de tratamiento, el haz solo se genera en determinadas fases de dicha curva y el resto del tiempo no hay irradiación.

El objetivo del trabajo es evaluar cómo afecta dicha discontinuidad de la irradiación en la dosis impartida al volumen de tratamiento.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de un maniquí equivalente a agua (IMRT PHANTOM HEAD-NECK PTW-RW3) que consiste en un cilindro de 20 cm de diámetro y 20 cm de largo compuesto de láminas de 1 cm de agua sólida, en cuyo centro se puede posicionar una cámara de ionización cilíndrica de 0.125 cm<sup>3</sup>. Se le ha realizado un estudio CT y se han contorneado tres estructuras cilíndricas: un PTV de 28 cm<sup>3</sup> y otras dos simulando órganos de riesgo (OARs).

Sobre este maniquí se han realizado dos planes de tratamiento en el planificador Eclipse (Varian) con fotones de energía 6 MV, uno de ellos consistente en un arco conformado y el otro con 2 arcos de VMAT, realizando un bloqueo sobre las estructuras contorneadas como OARs.



Ambos planes se han irradiado en un acelerador True Beam que dispone del sistema RPM.



Para simular el movimiento respiratorio y realizar la irradiación sincronizada del acelerador, se coloca delante del maniquí de agua sólida, sin que interfiera en la medida, el maniquí QUASAR™ (Modus QA), que dispone de una plataforma para posicionar el marcador. Se mide la dosis con una cámara de ionización PTW 31010 (PTW Dosimetry) inmóvil dentro del maniquí de agua sólida.

Los planes se irradian dos veces: sin gating, es decir, sin pausas en la irradiación, y seguidamente con gating. Se comparan las dos medidas.

## RESULTADOS

En la siguiente tabla se presentan las medidas registradas con la cámara de ionización en los distintos campos irradiados.

| Plan      | Campos | M(nC) Sin Gating | M (nC) Con Gating | Diferencia (%) |
|-----------|--------|------------------|-------------------|----------------|
| VMAT (6X) | 1      | 3,419            | 3,415             | 0,1            |
|           | 2      | 2,427            | 2,421             | 0,2            |
| AC (6X)   | 1      | 10,63            | 10,61             | 0,2            |

## DISCUSIÓN

En los resultados obtenidos no se aprecian diferencias significativas entre las medidas realizadas con y sin gating, de modo que las continuas interrupciones del haz no parecen afectar a la deposición de dosis. Esta verificación es adecuada únicamente para comprobar el funcionamiento del acelerador, pues en ningún momento se está evaluando el movimiento del paciente.

Estamos planteando la utilización de matrices de detectores para poder evaluar la influencia sobre las distribuciones de dosis.

## CONCLUSIONES

El gating es una técnica compleja sobre la que existen pocos protocolos de control de calidad. Se propone la prueba realizada en este trabajo como control de calidad a la hora de implementar dicha técnica en un acelerador.

# QA 6DOF ROBOTIC COUCH

Núñez Martínez, L. M. D. R. (1); Martín Albina, M. L. (1); Sánchez Jiménez, J. (1); Bengoechea Álvaro, D. (1); Pizarro Trigo, F. (1); Pérez Urbon, I. A. (1); Morillas Ruiz, J. (1); Zaballós Carrera, S. (1); Cepas Arroyo, T. (1)  
(1) Hospital Universitario de Burgos

PALABRAS CLAVE: MESA 6D. CONTROL CALIDAD

En los últimos años es cada vez más frecuente el uso de mesas 6D en los tratamientos de radioterapia. Diversos autores han demostrado la mejora que supone estas mesas en la entrega del tratamiento.

Este trabajo propone establecer un control de calidad sobre los desplazamientos rotacionales, más complejos de verificar que los desplazamientos transversales.

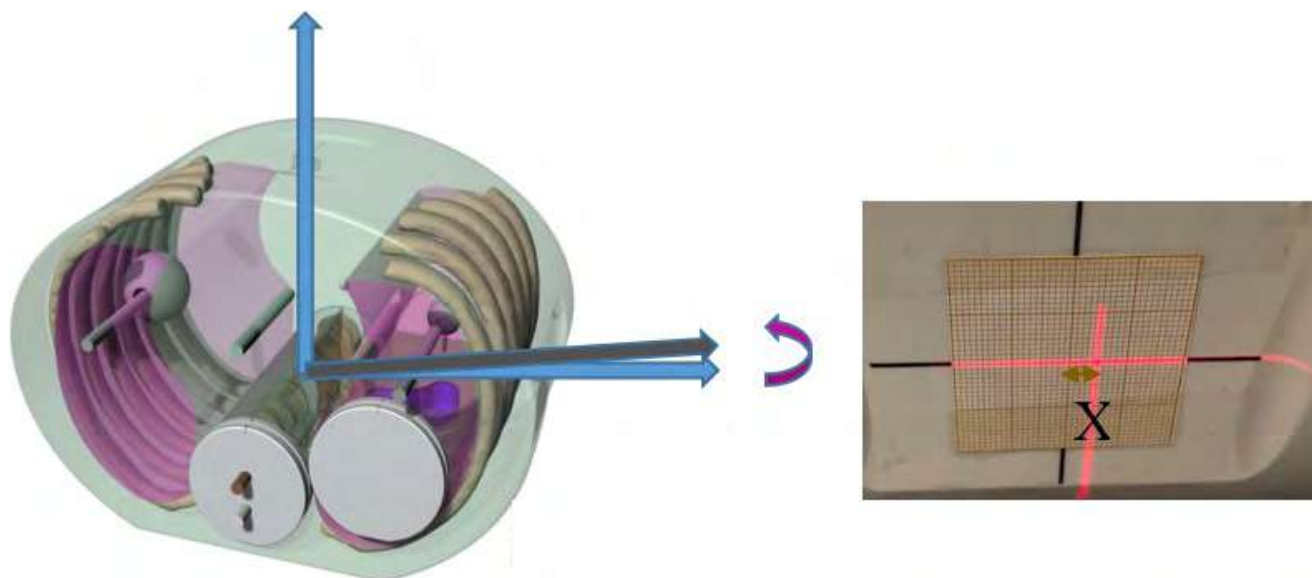
## MATERIAL Y MÉTODO

Se ha usado un maniquí CIRS E2E SBRT Phantom with Removable Spine, con densidades diferentes y formas anatómicas similares a las humanas.

Contamos con un ALE DHX Varian y mesa 6DOF Protura. Dado que ambos sistemas son de fabricantes diferentes es conveniente comprobar la comunicación entre ellos.

Se realizan adquisiciones TC del maniquí introduciendo por separado, para su control individualizado, las rotaciones pitch, roll y yaw. Se introducen las rotaciones en los TC de referencia de forma precisa midiendo con nivel digital, y también verificando las rotaciones en la imagen con las herramientas de medida de ángulos del software del TC y del sistema de planificación.

Se coloca el maniquí en el ALE centrado con la mesa a cero y se adquiere un CBCT, verificando que no es necesario realizar desplazamientos transversales. Se cargan los planes de tratamiento con las imágenes de simulación con rotaciones y se realiza el registro en la estación 4DCT de manera automática a hueso y siempre con la misma ROI. El resultado se envía a la mesa Protura, anotando los datos enviados. Se miden con nivel digital las rotaciones de Pitch y Roll. Para medir la rotación yaw se colocan en los laterales de la parte plana del maniquí sendos papeles milimetrados, se miden los desplazamientos en estos papeles y se obtiene el ángulo yaw por trigonometría ya que  $\theta = \arcsen\left(\frac{x}{110}\right)$  donde x está en mm (Fig.1).



Las rotaciones utilizadas fueron: Pitch: 1.5°; Roll 1.8°; Yaw 3° La mesa Protura presenta una limitación de rotación máxima de 3° en el centro de giro de la mesa. La rotación de 3° en el eje del maniquí supera esa limitación por lo que el software de Protura propondrá un valor próximo que la mesa pueda realizar.

Se verifica que tras los desplazamientos la mesa vuelve a cero correctamente.

## RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Durante la puesta en marcha del control de calidad se realizaron pruebas con maniqués más simples pero la repetitividad del software 4DCT no era adecuada. Usando el maniquí E2E SBRT los resultados ofrecen la confianza adecuada para tomar decisiones de acción sobre el sistema si fuera necesario. Tabla 1

|            | 4DCT | Protura | Nivel    | $\Delta$ | 2° OBI | Nivel retorno cero |
|------------|------|---------|----------|----------|--------|--------------------|
| Pitch 1.5° | 1.4  | 1.4     | 1.5±0.3  | 0.1      | 0      | 0                  |
| Roll 1.8°  | 1.9  | 1.9     | 2±0.3    | 0.1      | 0      | 0.2                |
| Yaw 3°     | 3    | 2.3     | 2.34±0.1 | 0.04     | 0.7    | 0                  |

Mediante este sistema de control de calidad evaluamos el proceso completo, tanto el funcionamiento del software como el del hardware. Este control de calidad inicialmente se realizaba mensualmente y posteriormente ha pasado a periodicidad semestral. Mensualmente, por sencillez, se verifican mediante nivel digital y papel milimetrado desplazamientos y rotaciones introducidas manualmente.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> AAPM TASK GROUP REPORT 142



# VENTAJAS Y APLICACIONES CLÍNICAS DE UN PLAN HYPERARC EN EL TRATAMIENTO DE METÁSTASIS MÚLTIPLES EN EL CEREBRO

Alonso Etxarri, M. (1); Gonzalez, L. (1); Palacios Moreno, S. (1)

(1) Hospital Universitario Donostia

PALABRAS CLAVE: SRS, HYPERARC, METÁSTASIS CEREBRALES.

## INTRODUCCIÓN

HyperArc VMAT es un tipo de sistema de planificación utilizado para tratamiento de radiocirugías en un acelerador lineal de electrones. El objetivo de este trabajo es comparar la calidad del plan entre Varian HyperArc (HA-VMAT) y RapidArc (VMAT), utilizando ambos sistemas para tratar metastasis cerebrales (BM).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Varón de 49 años afecto de un cáncer de pulmón no célula pequeña (CPNCP) ALK positivo diseminado en tratamiento con Inhibidores de Tirosin Kinasa (ITK). El paciente tenía tres metastásis en el cerebro, localizados en el hemisferio derecho (frontal, parietal y occipital) con diámetros de 21mm (V1), 15mm (V2) y 13mm (V3) y volúmenes de 8, 5.9 y 4.4 cm<sup>3</sup>, respectivamente. Se adquirió una Tomografía Computarizada (TC) utilizando una máscara termoplástica (Qfix Encompass) como inmovilizador. Las lesiones se trataron con una monofracción de Radiocirugía Stereotáctica (SRS) utilizando cuatro arcos no-coplanares con un único isocentro en un Acelerador TrueBeam, con colimador multilamina de 120 láminas. Las dosis prescritas (PD) al volumen blanco (PTV) fueron de 18Gy en el caso de la lesión del lóbulo frontal, y de 20Gy en las lesiones parietal y occipital. La calidad del plan se estableció mediante la cobertura del PTV, el valor de máxima dosis en el PTV, el Índice de Gradiente de Dosis (GI), la dosis media en el PTV y el V12Gy del cerebro sano.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se consigue mejor cobertura con el plan de HA-VMAT: D98%=99.5% (HA) vs D98%=90.3% (VMAT) en V1, D98%=100.1% (HA) vs D98%=99.3% (VMAT) en V2, y D98%=99.9% (HA) vs D98%=99.0% (VMAT) en V3.

Los valores de máxima dosis en PTV son, 109.8% (HA) vs 112.7% (VMAT) en V1, 125.1% (HA) vs 123.5% (VMAT) en V2 y 120.7% (HA-VMAT) vs 122.3% (VMAT) en V3. El índice GI es menor en el plan HA-VMAT comparando con el de VMAT (3.93 vs 4.53). Además, el V12Gy y la dosis media en cerebro sano son favorables en el caso del plan HA-VMAT (2.9 vs. 3.3 y, para el V12Gy, 22 cm<sup>3</sup> vs. 28 cm<sup>3</sup>, respectivamente). Finalmente, el plan VMAT utiliza un número más alto de unidades monitor (3825 vs. 4050 UM).

## CONCLUSIONES

En comparación con el plan VMAT, el plan HA-VMAT consigue una caída de dosis más pronunciada y reduce el tiempo total de tratamiento. Se hizo un seguimiento tras tratamiento utilizando imágenes de resonancia magnética cada 1-3 meses. El paciente mostró datos clínicos y radiológicos de radionecrosis que precisó de terapia corticoidea con evolución favorable. No existe evidencia clínica o radiológica de recidiva intracranial en 26 meses del tratamiento.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> OHIRA SHINGO ET AL. HYPERARC VMAT PLANNING FOR SINGLE AND MULTIPLE BRAIN METASTASES STEREOTACTIC RADIOSURGERY: A NEW TREATMENT PLANNING APPROACH. RADIATION ONCOLOGY (2018) 13:13.
- <sup>2</sup> HAI SONG LIU ET AL. INTERINSTITUTIONAL PLAN QUALITY ASSESSMENT OF 2 LINAC-BASED, SINGLE-ISOCENTER, MULTIPLE METASTASIS RADIOSURGERY TECHNIQUES. ADVANCES IN RADIATION ONCOLOGY (2020) 5, 1051-1-1060.
- <sup>3</sup> RAZA ET AL. SINGLE-ISOCENTER MULTIPLE-TARGET STEREOTACTIC RADIOSURGERY FOR MULTIPLE BRAIN METASTASES: DOSIMETRIC EVALUATION OF TWO AUTOMATED TREATMENT PLANNING SYSTEMS. RADIATION ONCOLOGY (2022) 17:116.
- <sup>4</sup> RUGGIERI ET AL. LINAC-BASED RADIOSURGERY FOR MULTIPLE BRAIN METASTASES: COMPARISON BETWEEN TWO MONO-ISOCENTER TECHNIQUES WITH MULTIPLE NON-COPLANAR ARCS. RADIO THERAPY AND ONCOLOGY 132 (2019) 70-78.



## CONTROL DE CALIDAD DE LA CONCORDANCIA EN LA RECONSTRUCCIÓN DE FASES RESPIRATORIAS PARA EL SISTEMA GATING RPM (VARIAN)

Agüera Rodríguez, R. (1); Granado Alonso, L. (1); García Repiso, S. (1); Benito García, J. C. (1); Fernández Lara, J. A. (1); Tenllado Baena, E. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Escobar Corominas, I. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Montes Fuentes, C. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: GATING, CONTROL DE CALIDAD, RPM, 4DCT

### INTRODUCCIÓN

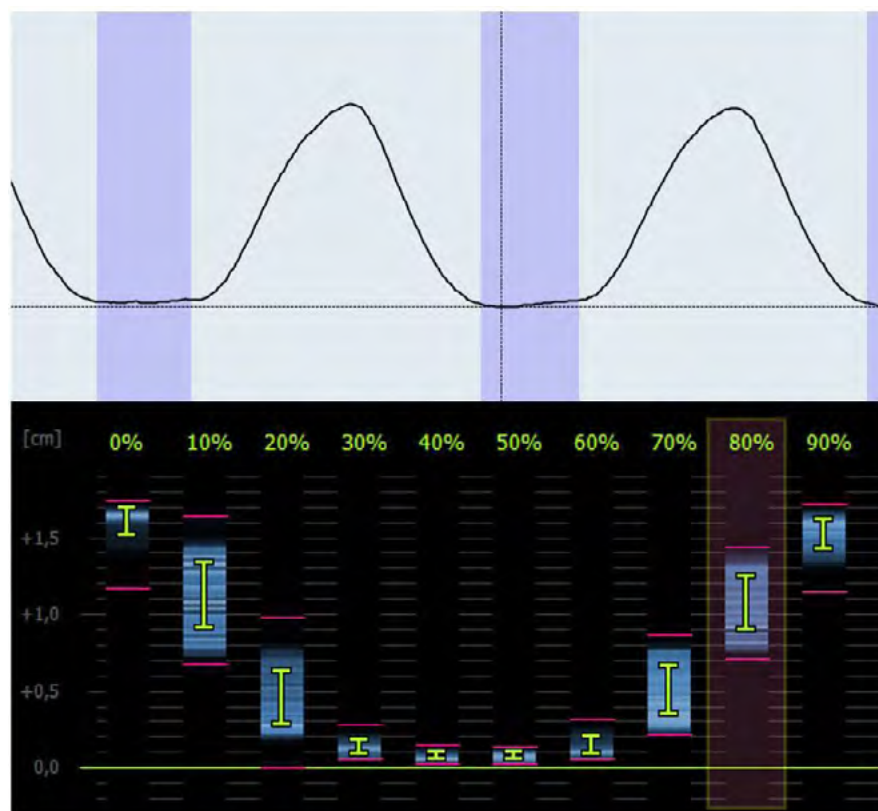
La técnica de gating respiratorio permite sincronizar el haz de radiación con el movimiento respiratorio, irradiando en fases concretas y reduciendo la dosis en tejido sano.

El sistema Real-time Position Management (RPM, Varian) registra la curva respiratoria mediante un marcador situado sobre el paciente, que es visualizado por una cámara. Esto permite generar un 4DCT y seleccionar las fases más estables del movimiento respiratorio para delimitar el ITV. Asimismo, durante el tratamiento permite la opción de elegir los intervalos de la curva de respiración durante los cuales se quiere producir la irradiación. Es imprescindible que haya una buena correlación entre la curva respiratoria y la posición del marcador en las imágenes CT.

Se valora la necesidad de un control de calidad del sistema para asegurar tanto la correcta clasificación por fases de las imágenes 4DCT para un estudio retrospectivo, como la concordancia entre la señal respiratoria y el movimiento del marcador en las imágenes del CT.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza el maniquí de QA del sistema RPM, que consiste en una plataforma móvil sobre la que se coloca un bloque marcador visible para el sistema de vídeo, y reproduce una curva respiratoria sinusoidal.



Se realizan dos 4DCT: uno seleccionando los parámetros recomendados por el fabricante del sistema RPM para estudios retrospectivos y otro variando dichos parámetros. En los estudios retrospectivos se adquieren imágenes continuamente

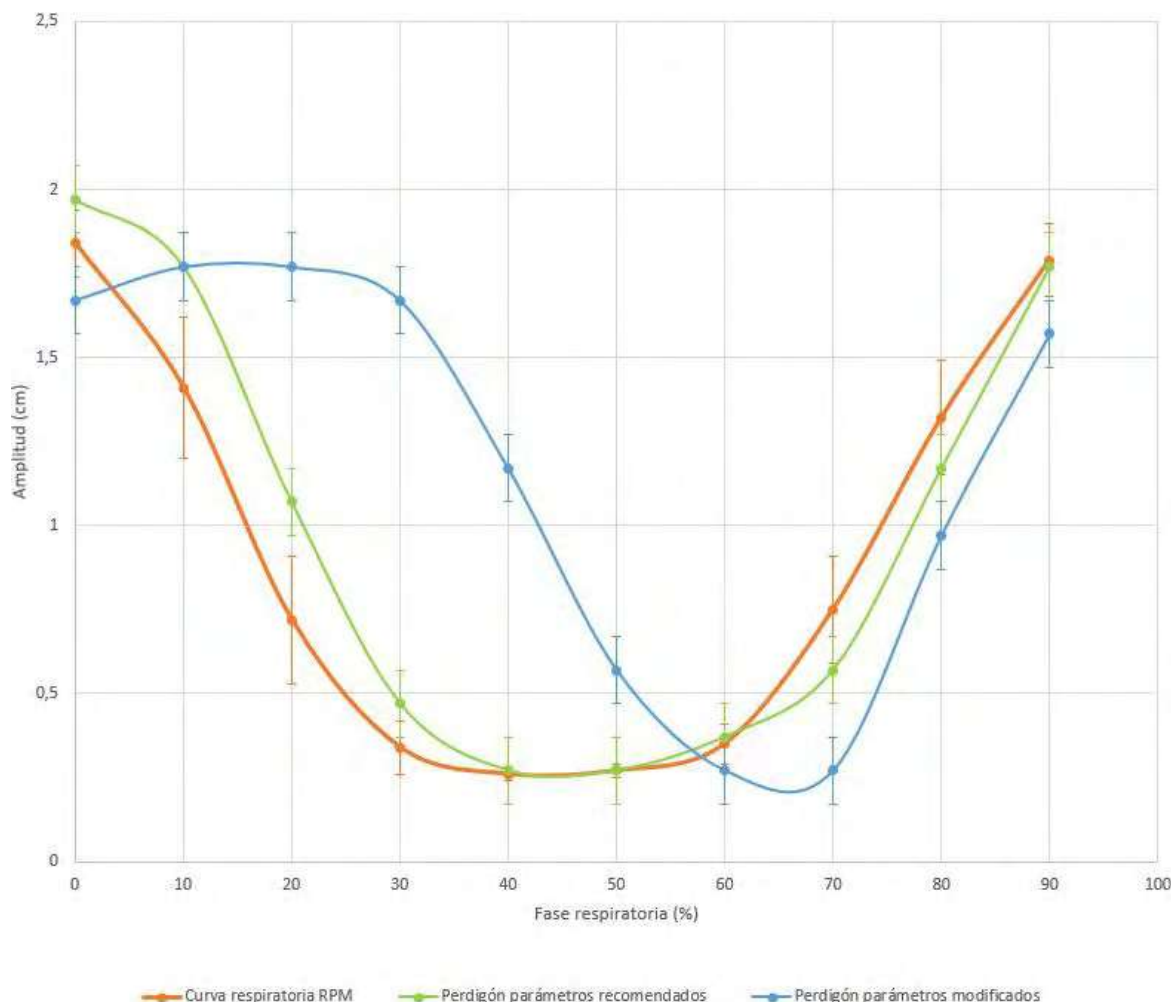


y posteriormente se reconstruyen sets de 3DCT correspondientes a cada una de las fases. Se reconstruyen las imágenes en 10 fases entre 0% y 90% y se importa la curva respiratoria grabada al TPS Eclipse (Varian). Se contornea en cada una de las fases un perdigón colocado en el centro del bloque marcador del RPM.

Se compara la curva respiratoria con el movimiento del perdigón.

## RESULTADOS

En la gráfica se representa la curva respiratoria y la posición del perdigón en las dos configuraciones mencionadas.



## DISCUSIÓN

Al seleccionar los parámetros de adquisición modificados, se produce un desfase entre la curva respiratoria y las imágenes. En estas, la mínima amplitud se da entre las fases 60% y 70%, mientras que en la curva respiratoria el mínimo está entre la 40% y 50%. Estas diferencias quedan subsanadas cuando los parámetros de adquisición son los recomendados por el fabricante.

Tras comparar las curvas anteriormente mencionadas en la figura 1, se observa un desfase entre ellas de entre un 4% y 5%.

Una discrepancia entre las imágenes y la curva respiratoria podría suponer, en un paciente real, que la delimitación del ITV y la selección de amplitudes, o fases, en las que se va a irradiar el plan sean incorrectas.

## CONCLUSIONES

Una adecuada selección de los parámetros de adquisición es imprescindible para obtener una reconstrucción correcta de las imágenes. Con un control de calidad como el presentado en este trabajo pueden detectarse este tipo de errores.

Dicho control debe realizarse con un maniquí de movimientos conocidos para poder asegurar la correcta concordancia entre las imágenes y la curva respiratoria, puesto que en un paciente real esta correlación es desconocida.



# ESTUDIO COMPARATIVO DE DOSIS EN ISOCENTRO EN ESTUDIOS CBCT PARA POSICIONAMIENTO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Hernández Tébar, E. (1); Luján Expósito, Á. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Ortega González, A. (1); Buades Forner, M. J. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, CBCT, CTDI, XVI

## INTRODUCCIÓN

Las técnicas actuales de radioterapia permiten una gran conformación del volumen de tratamiento minimizando la dosis en el tejido sano. El adecuado posicionamiento del paciente es fundamental para asegurar que la deposición de dosis se realiza de la forma más precisa posible. La tomografía computerizada de haz cónico (CBCT) adquiere imágenes del paciente en un solo giro de gantry permitiendo compararlas con el CT de planificación y corregir el posicionamiento, en caso de que fuera necesario.

Este trabajo pretende medir la dosis en el centro de un maniquí CTDI colocado en el isocentro del sistema de imagen para cada protocolo de adquisición, y comparar los valores entre dos aceleradores lineales gemelos.

## MATERIAL Y MÉTODO

Las medidas se han realizado en dos aceleradores lineales VersaHD de Elekta configurados en espejo, que cuentan con un sistema de adquisición de imagen XVI de Elekta (versión 5.0.6.0).

Se han tomado medidas del  $CTDI_{100}$  en cada acelerador, para cada protocolo de adquisición CBCT en ambos sentidos de giro (horario CW y antihorario CCW). Para ello se ha utilizado un maniquí de PMMA estándar de 14,5 cm de longitud y 16 cm de diámetro para protocolos de H&N y pediátricos, y 32 cm de diámetro para el resto de protocolos de adulto. El maniquí se ha situado en el isocentro del sistema de imagen. El detector utilizado es una cámara lápiz de 10 cm, modelo Unfors Xi de RaySafe.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la TABLA 1 se recogen los resultados de las medidas realizadas en cada acelerador VersaHD (Versa 4 y Versa 5). Para protocolos con giro completo de gantry en sentido horario, el valor del  $CTDI_{100}$  está en torno a un 2% por encima del valor del  $CTDI_{100}$  correspondiente al mismo protocolo definido en sentido antihorario. Este comportamiento se ha observado en ambos aceleradores.

En la tabla 2 se muestra la comparación del  $CTDI_{100}$  entre aceleradores. Los valores del  $CTDI_{100}$  medidos en el Versa 5 son, en promedio, un 16% superiores a los obtenidos en el Versa 4. Existiendo diferencias superiores al 25%, como ocurre en el caso del protocolo de Cabeza y Cuello Fast.

## CONCLUSIONES

A pesar de que los aceleradores están configurados en espejo, en el caso de los sistemas de imagen XVI esto no es así. Ya que se han obtenido diferencias en el valor de  $CTDI_{100}$  que superan el 15%. Pero consideramos que no es algo relevante, ya que las dosis asociadas al CBCT son tres órdenes de magnitud inferiores a las dosis de tratamiento.

TABLA 1: Protocolos de adquisición y dosis absorbida en el centro del maniquí.



| Protocolos Imagen CBCT     | VERSA 4                   |        |                             | VERSA 5                   |        |                             |
|----------------------------|---------------------------|--------|-----------------------------|---------------------------|--------|-----------------------------|
|                            | CTDI <sub>100</sub> (mGy) |        | ΔCTDI <sub>100</sub><br>(%) | CTDI <sub>100</sub> (mGy) |        | ΔCTDI <sub>100</sub><br>(%) |
|                            | CW                        | CCW    |                             | CW                        | CCW    |                             |
| Torax Fast Enhanced        | 3,304                     | 3,246  | 1,79                        | 3,814                     | 3,718  | 2,58                        |
| Próstata Fast M20 Low Dose | 4,374                     | 4,306  | 1,58                        | 5,029                     | 4,890  | 2,84                        |
| Próstata Fast M20 Enhanced | 8,810                     | 8,685  | 1,44                        | 10,010                    | 9,802  | 2,12                        |
| Pelvis Fast M20 Enhanced   | 4,366                     | 4,331  | 0,80                        | 4,982                     | 4,909  | 1,49                        |
| Pelvis Fast                | 6,636                     | 6,526  | 1,68                        | -                         | 7,355  | -                           |
| Mama Izquierda             | 2,760                     | 2,757  | 0,11                        | 3,247                     | 3,174  | 2,30                        |
| Mama Derecha               | 3,097                     | 3,091  | 0,19                        | 3,535                     | 3,489  | 1,32                        |
| Hígado Medio Arco          | 7,408                     | 7,294  | 1,56                        | 8,200                     | 8,418  | -2,59                       |
| Hígado                     | 10,750                    | 10,380 | 3,56                        | 12,130                    | 12,510 | -3,04                       |
| Symmetry Hígado            | 12,230                    | 11,930 | 2,51                        | 13,960                    | 14,560 | -4,12                       |
| Symmetry Pulmón            | -                         | 4,195  | -                           | 5,512                     | 5,149  | 7,05                        |
| Cabeza Cuello Enhanced     | 8,896                     | 8,585  | 3,61                        | 10,015                    | 9,840  | 1,77                        |
| Cabeza Cuello Fast         | 0,320                     | 0,314  | 1,85                        | 0,402                     | 0,395  | 1,87                        |

TABLA 2: Relación de dosis entre máquinas

| Protocolos Imagen CBCT     | ΔCTDI <sub>100</sub><br>(Versa5 <sub>cw</sub> /Versa4 <sub>cw</sub> )<br>(%) | ΔCTDI <sub>100</sub><br>(Versa5 <sub>ccw</sub> /Versa4 <sub>ccw</sub> )<br>(%) | Promedio |
|----------------------------|------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|----------|
| Torax Fast Enhanced        | 15,44                                                                        | 14,54                                                                          | 14,99    |
| Próstata Fast M20 Low Dose | 14,97                                                                        | 13,56                                                                          | 14,27    |
| Próstata Fast M20 Enhanced | 13,62                                                                        | 12,86                                                                          | 13,24    |
| Pelvis Fast M20 Enhanced   | 14,12                                                                        | 13,35                                                                          | 13,73    |
| Pelvis Fast                | -                                                                            | 12,70                                                                          | 12,70    |
| Mama Izquierda             | 17,64                                                                        | 15,13                                                                          | 16,39    |
| Mama Derecha               | 14,14                                                                        | 12,88                                                                          | 13,51    |
| Hígado Medio Arco          | 10,69                                                                        | 15,41                                                                          | 13,05    |
| Hígado                     | 12,84                                                                        | 20,52                                                                          | 16,68    |
| Symmetry Hígado            | 14,15                                                                        | 22,05                                                                          | 18,10    |
| Symmetry Pulmón            | -                                                                            | 22,74                                                                          | 22,74    |
| Cabeza Cuello Enhanced     | 12,58                                                                        | 14,62                                                                          | 13,60    |
| Cabeza Cuello Fast         | 25,75                                                                        | 25,72                                                                          | 25,73    |

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BUCKLEY J.G ET AL. INVESTIGATION OF THE RADIATION DOSE FROM CONE-BEAM CT FOR IMAGE-GUIDED RADIOTHERAPY: A COMPARISON OF METHODOLOGIES, J APPL CLIN MED PHYS. 2018 JAN;19(1):174-183
- <sup>2</sup> IAEA, STATUS OF COMPUTED TOMOGRAPHY DOSIMETRY FOR WIDE CONE BEAM SCANNERS, IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 5, IAEA, VIENNA (2011)



## PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA 4D

Caballero Pinelo, R. (1)

(1) Hospital Hermanos Ameijeiras

En nuestro Centro se realizó la puesta en marcha de un sistema de tomografía que permite la realización de estudios para detectar lesiones que varían en su posición durante el movimiento respiratorio (TC4D). Para esto contamos con un maniquí comercial que simula estos movimientos y un tomógrafo que puede realizar la adquisición de hasta diez fases diferentes del movimiento respiratorio.

En este trabajo adquirimos 17 estudios, para esto usamos blancos esféricos de 2 y 3 centímetros de diámetro a cuyos centroides les prefijamos movimientos en los tres ejes que fueron sinusoidales, con formas de pulsos de aletas de tiburón y también 5 pulsos reales. En un estudio se alteró artificialmente la forma del pulso sinusoidal en la parte de la frecuencia y en otro la amplitud; también adquirimos movimientos sinusoidales y de aleta de tiburón para un blanco en movimiento que posee un pin de alta densidad que se contrasta con otros pines dispuestos en forma de rejilla que se mantienen fijos. Estos sets de imágenes fueron enviados hasta el sistema de planificación, en el cual fueron procesados.

El procesamiento en el caso de los blancos esféricos implicó comprobar la funcionalidad del sistema de planificación, delinearlos en cada fase, comparar la posición de los centroides con la posición prefijada, y comparar en los tres ejes la posición usando el coeficiente de correlación de Pearson ( $r$ ) y residuos.

Además se compararon los volúmenes usando el coeficiente de Dice, fase por fase y cuando se obtuvo un ITV por un procedimiento MIP.

Como resultado se comprobó la funcionalidad del TC4D y la del TPS para asimilar todas las fases de estos estudios, el TC4D solo contaba con la posibilidad de organizar las imágenes por fase.

El procedimiento para determinar el ITV se pudo realizar en todos los casos.

Excepto un estudio, el valor de los coeficientes de correlación  $r$  fue mayor que 0.9 y las diferencias entre coordenadas de centroide en cada fase detectada contra prefijada fue menor que 0.2 cm. Los coeficientes de Dice determinados resultaron mayores que 0.8.

Se concluyó que el sistema está listo para su uso y se recomienda una mejora adquiriendo el sistema de ordenar las imágenes por la detección de la amplitud del pulso.

## DIFERENCIAS EN LA DOSIMETRÍA CLÍNICA PRODUCIDAS POR DIFERENTES ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN

Marín Caba, A. (1); Álvarez Amo, C. (1); Jover Pérez, C. I. (1); Reinoso Cobo, J. M. (1)

(1) Hospital Universitario Jaén

**PALABRAS CLAVE:** ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN, DOSIMETRÍA CLÍNICA, DENSIDAD ELECTRÓNICA, CURVA DE CALIBRACIÓN

### INTRODUCCIÓN

Los algoritmos de reconstrucción usados en la tomografía computerizada (TC) son clave a la hora de obtener una imagen de calidad para el tratamiento radioterápico. Además, los algoritmos utilizados pueden variar en función de la zona anatómica de interés. El objetivo es evaluar el efecto sobre la dosimetría clínica de dos algoritmos de reconstrucción habitualmente empleados.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Los algoritmos de reconstrucción utilizados en nuestro hospital son, en un TC BigBore de Philips, Standard (B) y Brain Standard (UB). Utilizando estos algoritmos, se calcula el valor efectivo de la energía del haz (maniquí CATPHAN 600) y se obtienen las curvas de calibración de Unidad Hounsfield a Densidad Electrónica Relativa, ED (maniquí de densidades electrónicas CIRS).

Finalmente, como en la práctica clínica se utiliza una sola curva de calibración, la estándar, se calculan las diferencias dosimétricas con la curva obtenida con el filtro de cerebro, utilizando el sistema de planificación Mónaco (Elekta). El primero de los planes es sobre el inserto de ED=1.09 del maniquí CIRS, y otro calculado sobre un caso clínico (radiocirugía cerebral).

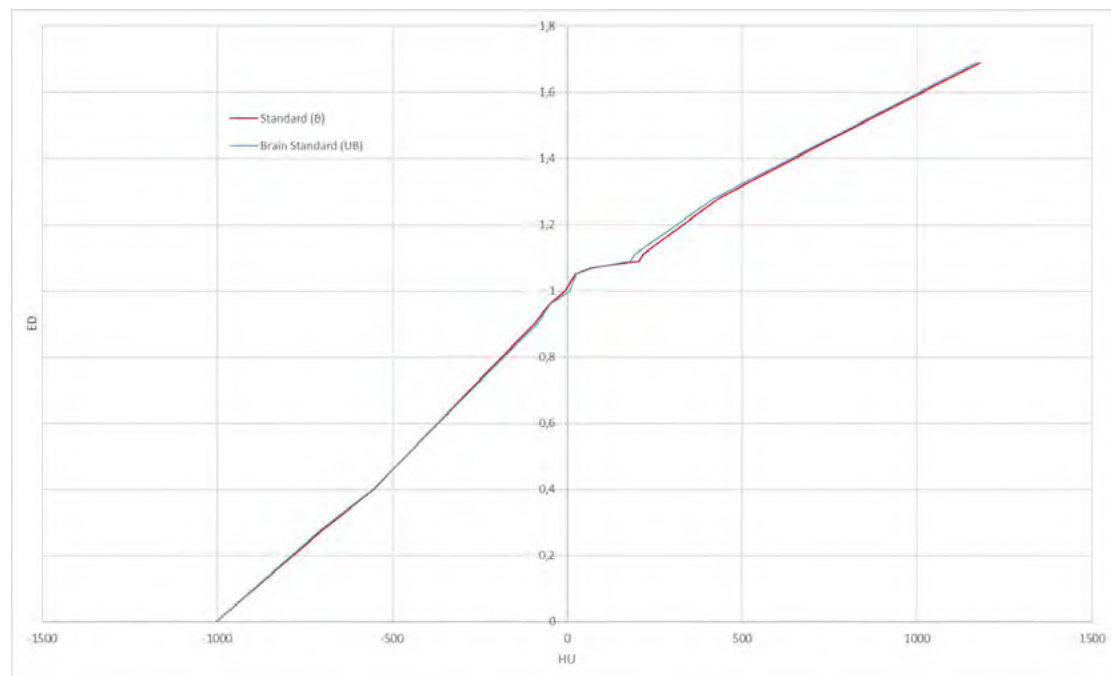
Para ambos, se utiliza una energía de 6FFF, y se calculan a una resolución de 0.15mm, con una incertidumbre de Monte Carlo del 0.1%.





## RESULTADOS

Se obtuvieron unos valores de energía efectiva del haz de 72k keV para el algoritmo estándar y 100 keV para el algoritmo de cráneo. El análisis del maniquí de densidades electrónicas mostró una variación de 24.4 HU en un rango de valores de densidad electrónica [1.09-1.28]. No se observaron diferencias significativas a densidades inferiores a la del agua (ED=1).



Las diferencias de dosis media sobre los PTV de ambos planes, y de las métricas D99%, D98%, D50%, D2% calculadas según las curvas de calibración se muestran en la tabla.

|              | Dosis media | D2%   | D50%  | D98%  | D99%  |
|--------------|-------------|-------|-------|-------|-------|
| CIRS         | 0,70%       | 0,74% | 0,70% | 0,67% | 0,69% |
| Radiocirugía | 0,02%       | 0,01% | 0,02% | 0,12% | 0,02% |

## DISCUSIÓN

El análisis de la energía efectiva del haz con el maniquí CATPHAN muestra claramente el impacto del algoritmo de reconstrucción sobre la calidad de imagen, ya que es un parámetro que depende solamente de las características físicas del tubo. Sin embargo, al medirlo indirectamente mediante la imagen se pueden obtener valores muy diferentes del mismo parámetro.

Esta diferencia se obtiene debido a la mayor diferencia de HU para altas densidades electrónicas entre ambos algoritmos, de 49.6 HU y 54.3 HU para teflón y delryn, respectivamente.

En el análisis de valores de HU se supera el valor de tolerancia establecido en la bibliografía ( $\pm 20$  HU para tejido blando y  $\pm 50$  HU para hueso, constancia del valor del agua  $\pm 5$  HU), por lo que se evalúa su impacto sobre la dosimetría clínica. Se observa una diferencia de dosis inferior al 1% en todos los criterios dosimétricos en el plan realizado sobre el maniquí, pero no se observa ninguna diferencia significativa en el plan clínico.

## CONCLUSIONES

El impacto en la dosimetría clínica de los algoritmos de reconstrucción empleados no suponen una diferencia dosimétrica que implique la necesidad de utilizar distintas curvas de calibración en función del algoritmo utilizado.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> R. J. KRIZ, KEITH J. STRAUSS, "AN INVESTIGATION OF COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) LINEARITY," PROC. SPIE 0555, MEDICAL IMAGING AND INSTRUMENTATION '85, (19 SEPTEMBER 1985); [HTTPS://DOI.ORG/10.1117/12.949494](https://doi.org/10.1117/12.949494)





- <sup>2</sup> SCHNEIDER U, PEDRONI E, LOMAX A. THE CALIBRATION OF CT HOUNSFIELD UNITS FOR RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING. *PHYS MED BIOL*. 1996 JAN;41(1):111-24. DOI: 10.1088/0031-9155/41/1/009. PMID: 8685250.
- <sup>3</sup> DAVIS AT, MUSCAT S, PALMER AL, BUCKLE D, EARLEY J, WILLIAMS MGJ, NISBET A. RADIATION DOSIMETRY CHANGES IN RADIOTHERAPY TREATMENT PLANS FOR ADULT PATIENTS ARISING FROM THE SELECTION OF THE CT IMAGE RECONSTRUCTION KERNEL. *BJR OPEN*. 2019 JUL 30;1(1):20190023. DOI: 10.1259/BJRO.20190023. PMID: 33178950; PMCID: PMC7592475.
- <sup>4</sup> MUTIC, S., PALTA, J.R., BUTKER, E.K., DAS, I.J., HUQ, M.S., LOO, L.-N.D., SALTER, B.J., MCCOLLOUGH, C.H. AND VAN DYK, J. (2003), QUALITY ASSURANCE FOR COMPUTED-TOMOGRAPHY SIMULATORS AND THE COMPUTED-TOMOGRAPHY-SIMULATION PROCESS: REPORT OF THE AAPM RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP No. 66. *MED. PHYS.*, 30: 2762-2792. [HTTPS://DOI.ORG/10.1118/1.1609271](https://doi.org/10.1118/1.1609271)
- <sup>5</sup> CATPHAN® MANUAL, THE PHANTOM LABORATORY INC., SALEM, NEW YORK, 2002
- <sup>6</sup> DAVIS, A.T.; PALMER, A.L.; NISBET, A. CAN CT SCAN PROTOCOLS USED FOR RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING BE ADJUSTED TO OPTIMIZE IMAGE QUALITY AND PATIENT DOSE? A SYSTEMATIC REVIEW. *BR. J. RADIOL*. 2017, 90. [HTTPS://DOI.ORG/10.1259/BJR.20160406](https://doi.org/10.1259/BJR.20160406)

## CONTROL DE CALIDAD PRE TRATAMIENTOS SRS/SBRT DE MESA ROBOTIZADA CON SEIS GRADOS DE LIBERTAD

Collado Chamorro, P. M. (1); López Corella, A. (1); Vázquez Galiñanes, A. (1); Olasolo Alonso, J. (1); Martínez Sanchez, S. (1); Sanz Freire, C. J. (1)

(1) Hospital Universitario San Pedro

### INTRODUCCIÓN

En nuestro servicio disponemos dos mesas robotizadas HexaPOD. Estas son capaces de realizar correcciones en el posicionamiento de los pacientes, mediante rotaciones y translaciones con un total de 6 grados de libertad. Realizan traslaciones en los tres ejes espaciales además de rotación alrededor de cada uno de ellos. Este sistema de corrección está siendo empleado actualmente en todos nuestros tratamientos SRS/SBRT. Por ello se hace necesario verificar su precisión como parte del control que se realiza previamente al tratamiento. Interesa hacer esta verificación para pequeñas correcciones angulares. Por ello realizamos la verificación para correcciones menores de 1.3 °.

### MATERIAL Y MÉTODOS

El material empleado ha sido:

- Mesa HexaPOD.
- Acelerador lineal Elekta Versa HD.
- Maniquí anteriormente empleado para verificación de un sistema de posicionamiento mediante ultrasonidos. Este maniquí dispone de marcadores reflectantes en forma de esfera. Estos marcadores son perfectamente visibles en el CT que se realiza con el sistema de kV incorporado en la máquina de tratamiento.
- Nivel digital con presentación en pantalla numérica con precisión de 0.1 °.

El procedimiento para la realización del test es el siguiente:

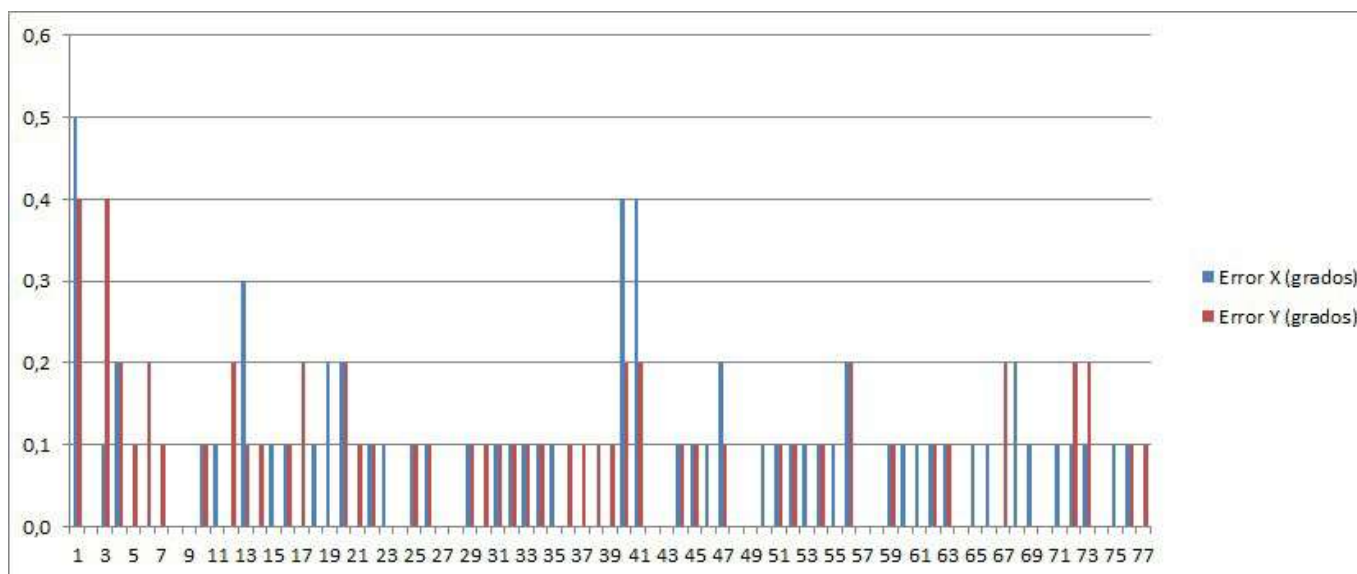
- El maniquí de verificación se coloca sobre la mesa y se centra empleando los láseres de la sala de tratamiento. Posteriormente se nivela empleando los tornillos de que dispone el propio maniquí. Estos permiten cambiar su inclinación en los dos ejes del plano horizontal.
- Se realiza el nivelado del mismo con un nivel digital y posteriormente se vuelve a centrar.
- Empleando los tornillos de nivelado se introduce un error rotacional en los dos ejes. Los errores introducidos son siempre inferiores a 1.3°.
- Posteriormente se realiza un CBCT a dicho maniquí. Mediante una comparación 3D con la imagen de referencia del maniquí se obtiene el error rotacional que hay en el posicionamiento del mismo.
- Este error rotacional se envía a la mesa HexaPOD para que realice las correspondientes correcciones.
- Se comprueba el nivelado del maniquí una vez realizada la corrección de la mesa HexaPOD mediante el nivel digital. Los resultados obtenidos por el nivel digital después de dicha corrección se anotan como resultado del test.



## RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Se ha conseguido realizar un procedimiento para verificar la corrección angular que realiza la mesa HexaPOD para ángulos menores a  $1.3^\circ$ .

Los resultados obtenidos mediante dicho test hasta el momento se presentan en el siguiente gráfico:



En todos los tests realizados se obtienen errores angulares finales inferiores a  $0.5^\circ$ . Se obtiene un valor medio para la desviación X de  $0.09^\circ$  con una desviación estándar de  $0.097^\circ$ . Para el eje Y se obtiene un valor medio de  $0.08^\circ$  con una desviación estándar de  $0.088^\circ$ . Como tolerancia para la realización del tratamiento hemos fijado un error angular en la corrección de  $0.3^\circ$ . Como nivel de acción se establece el valor de  $0.5^\circ$ .

## EVALUACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DEL MLC DEL HALCYON: COMPARACIÓN CON DIFERENTES ACELERADORES

Sánchez Ruipérez, J. (1); García Balsa, A. (1); Martín Rodríguez, Z. (1); Hierro Rivero, A. (1); Díaz Aviñó, C. (1); Villacé Gallego, A. (1); Crelgo Alonso, D. (1); Rodríguez Latorre, D. (1); Fernández Cerezo, S. (1); Suarez Alvarez, N. (2); San Jose Olmedo, D. (1); Sánchez Galiano, P. (1); Fernández García, J. (1)

(1) Hospital Universitario Central de Asturias, (2) Hospital Universitario Central de Asturias, Hospital Jove

PALABRAS CLAVE: HALCYON, MLC, TRAJECTORY LOGS, DYNALOGS

### INTRODUCCIÓN

En 2019 se instaló en nuestro hospital un Halcyon2.0. Este tiene un diseño del colimador multiláminas(MLC) diferente al resto ya que es de doble capa y carece de colimadores primarios ni secundarios.

El objetivo es analizar el comportamiento del MLC en este equipo, compararlo con los de otros aceleradores y comprobar que cumple con las tolerancias que recomienda el TG-142 y TG-198(AAPM).

### MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se ha realizado empleando los logs en tratamientos de VMAT. Estos ofrecen diferente información del tratamiento como posición del MLC, posición del gantry... En el TrueBeam y en el Halcyon los logs se generan cada 20ms mientras que en el Clinacix y el Novalis cada 50 ms. Se han analizados 720 logs de 180 pacientes. Las características de los diferentes MLCs:

1. Halcyon (Serie-O): MLC de doble capa con 29 pares de láminas de 1 cm en la bancada más próxima al blanco y 28 pares en la más distal. La velocidad máxima de las láminas es de 5cm/s
2. Clinacix (Serie-C): MLC120Millenium. La máxima velocidad de las láminas es de 2.5cm/s.
3. Novalis (Serie-C): MLCHD. Velocidad máxima de láminas es de 2.5cm/s.
4. TrueBeam (Serie-T): MLC120Millenium. Velocidad máxima de láminas de 2.5cm/s



Se han analizado los siguientes parámetros del MLC y se han diferenciado por las 2 bancadas:

1. RMS máximo(mm).
2. Percentil 95 en el error de posicionamiento(mm).
3. Velocidad máxima (mm/s).
4. Velocidad media (mm/s).

Número de láminas con un error superior a 1mm.

Los tratamientos se han planificado en Eclipse15.6(Varian) y para el análisis de los diferentes parámetros se ha empleado SunCheckv3.2(SunNuclear) y el entorno de programación MatlabR2021a.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

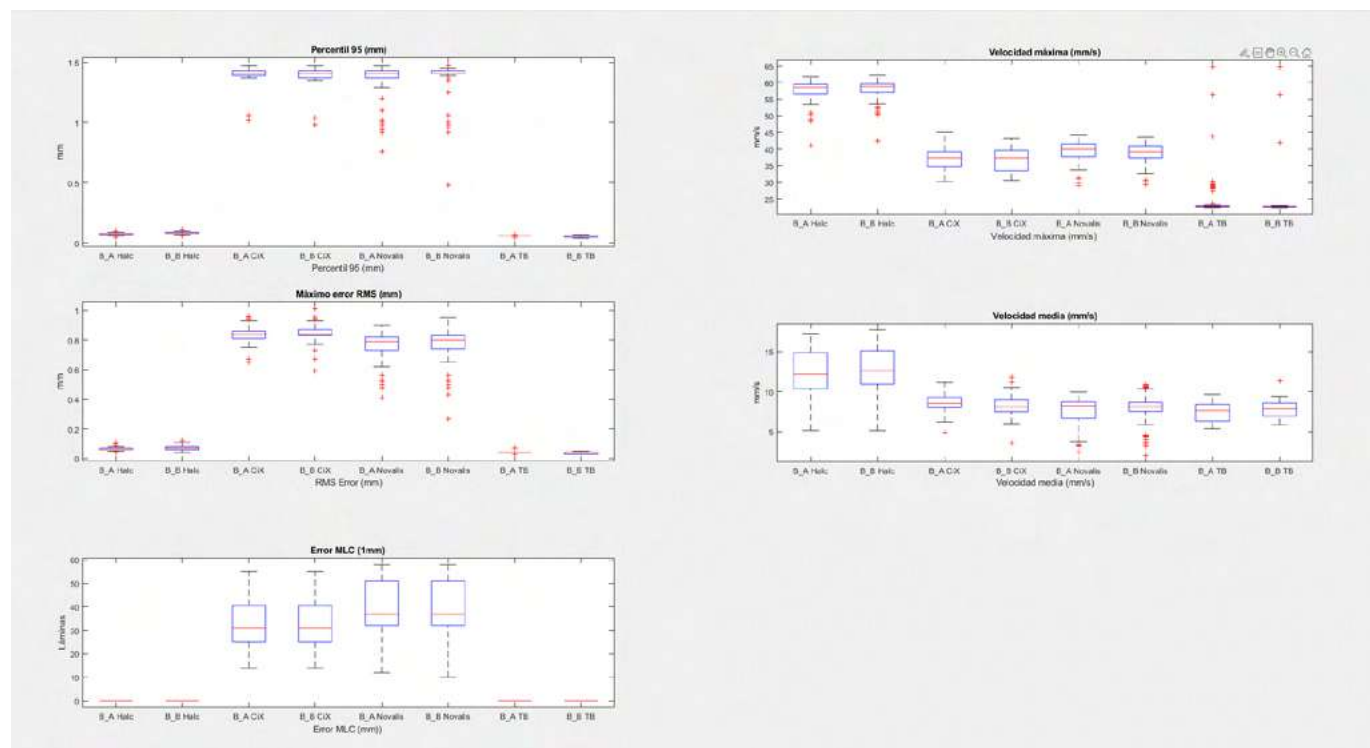
Tras la evaluación de los resultados que se puede observar:

1. Percentil 95 (mm) y RMS máximo(mm): Se observa como el valor del Halcyon es muy próximo a 0 en ambos caso, similar al TrueBeam. Mientras que para el ClinacIX y Novalis los valores son más altos. Además, apenas se observa diferencia entre bancadas como se ve en las gráficas(Imagen1)
2. Velocidad máxima(mm/s) y velocidad media(mm/s): El Halcyon es el acelerador con mayor velocidad máxima y media de láminas, con un valor cercano al doble que el resto de aceleradores. El TrueBeam es el acelerador con menor velocidad máxima de láminas, sin embargo, la velocidad media es muy parecida a los otros aceleradores.
3. Error de láminas: Tanto en el Halcyon como en el TrueBeam no se ha encontrado ninguna lámina con un error > 1mm.

|           | 95th error (mm) (  |       |       |       | Max RMS Error (mm) |       |       |       | Velocidad máxima (mm/s) |        |        |       | Velocidad media (mm/s) |       |        |       | Número de láminas que fallan |        |        |        |
|-----------|--------------------|-------|-------|-------|--------------------|-------|-------|-------|-------------------------|--------|--------|-------|------------------------|-------|--------|-------|------------------------------|--------|--------|--------|
|           | Max                | Min   | Media | STD   | Max                | Min   | Media | STD   | Max                     | Min    | Media  | STD   | Max                    | Min   | Media  | STD   | Max                          | Min    | Media  | STD    |
| Halcyon   | 0.110              | 0.050 | 0.080 | 0.010 | 0.120              | 0.040 | 0.070 | 0.017 | 62.190                  | 41.140 | 57.831 | 2.908 | 62.190                 | 5.150 | 12.440 | 3.243 | 0.000                        | 0.000  | 0.000  | 0.000  |
| Clinac IX | 1.470              | 0.980 | 1.407 | 0.052 | 1.010              | 0.590 | 0.843 | 0.052 | 45.100                  | 30.200 | 36.859 | 3.383 | 11.810                 | 3.600 | 8.373  | 1.088 | 55.000                       | 14.000 | 32.984 | 9.122  |
| Novalis   | 1.470              | 0.480 | 1.357 | 0.153 | 0.950              | 0.270 | 0.767 | 0.102 | 44.310                  | 29.020 | 39.060 | 2.790 | 10.860                 | 2.010 | 7.720  | 1.689 | 58.000                       | 10.000 | 38.877 | 11.836 |
| TrueBeam  | 0.070              | 0.040 | 0.058 | 0.005 | 0.070              | 0.030 | 0.038 | 0.005 | 64.760                  | 22.410 | 23.804 | 4.852 | 11.310                 | 5.390 | 7.619  | 1.125 | 0.000                        | 0.000  | 0.000  | 0.000  |
|           | AAPM P95 (<3.5 mm) |       |       |       | AAPM RMS (<3.5 mm) |       |       |       |                         |        |        |       |                        |       |        |       |                              |        |        |        |

Tabla 1: Resultados obtenidos en los diferentes aceleradores

En el Halcyon no se ha observado relación entre el RMSMáximo, el percentil 95 y las velocidades máximas y medias.Sin embargo, si se ha observado relación en los otros entre estos parámetros.





## CONCLUSIONES

Con este análisis hemos podido estudiar el comportamiento del MLC del Halcyon y comprobar que cumple las recomendaciones. Además, se debería ajustar el nivel de acción en cada acelerador ya que se observan importantes diferencias entre ellos.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> HANLEY J, DRESSER S, SIMON W, FLYNN R, KLEIN EE, LETOURNEAU D, ET AL. AAPM TASK GROUP 198 REPORT: AN IMPLEMENTATION GUIDE FOR TG 142 QUALITY ASSURANCE OF MEDICAL ACCELERATORS. MED PHYS. 2021.
- <sup>2</sup> KLEIN EE, HANLEY J, BAYOUTH J, YIN FF, SIMON W, DRESSER S, ET AL. TASK GROUP 142 REPORT: QUALITY ASSURANCE OF MEDICAL ACCELERATORS. MED PHYS. 2009;36:4197–212
- <sup>3</sup> OLASOLO-ALONSO J, VÁZQUEZ-GALIÑANES A, PELLEJERO-PELLEJERO S, PÉREZ-AZORÍN JF. EVALUATION OF MLC PERFORMANCE IN VMAT AND DYNAMIC IMRT BY LOG FILE ANALYSIS. PHYS MED. 2017;33:87–94.
- <sup>4</sup> LIN X, SUN T, ZHANG G, YIN Y. COMPARISON OF MLC POSITIONING DEVIATIONS USING LOG FILES AND ESTABLISHMENT OF SPECIFIC ASSESSMENT PARAMETERS FOR DIFFERENT ACCELERATORS WITH IMRT AND VMAT. RADIATION ONCOLOGY. 2022;17:123

# CONTROL DE CALIDAD PRE-TRATAMIENTO DE PLANES SBRT Y SRS

Olasolo Alonso, J. (1); López Corella, A. (1); Vázquez Galiñanes, A. (1); Collado Chamorro, P. (1); Sanz Freire, C. J. (1); Pérez Saez, B. (1); Cruz Escalona, Z. (1)  
(1) Hospital Universitario San Pedro

## INTRODUCCIÓN

Durante el año 2021, en nuestro centro, se iniciaron tratamientos de Radiocirugía estereotáxica craneal (SRS) y extracraneal (SBRT). Se ha establecido un sistema de verificación pre-tratamiento basado en nuestra propia experiencia con la técnica VMAT. Se analizan los resultados obtenidos desde la puesta en marcha de dichas técnicas.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han planificado 36 tratamientos con localización craneal, pulmón, abdomen y pelvis. Se han empleado haces con filtro (6X) y haces sin filtro (6FFF y 10FFF) con técnicas VMAT y arco dinámico conformado. Los planes se han planificado en Monaco 5.11 y se han administrado en un acelerador VERSA HD con colimador multiláminas AGILITY. Se realizan dos tipos de verificaciones pre-tratamiento: medida de dosis en punto y medida de dosis volumétrica con array de detectores. Para la medida de dosis en punto se dispone del maniquí Octavius 4D con el top de SRS y cámara semiflex 3D (TM31021). La medida del plan de VMAT se corrige por referencia (5x5 100UM). Se calculan los errores relativos en tanto por ciento respecto a la dosis calculada por el planificador. Para la medida de dosis volumétrica se utiliza el maniquí Octavius 4D con el top SRS y el array Octavius SRS100. Se emplea el software Verisoft para realizar un análisis gamma 3D volumétrico local con umbral del 10%. Se calculan los resultados del análisis gamma 2mm/2%.

## RESULTADOS

En las medidas de dosis en punto, los resultados se encuentran el rango -1,97% y 1,77%. El valor promedio es -0,67% y la desviación estándar es 1,31%. Respecto a las medidas de dosis volumétrica con array, la tabla 1 muestra el promedio, desviación estándar, valor máximo y mínimo del análisis gamma 2mm/2% en función del nivel de dosis.

| Nivel de dosis      | 10%   | 30%   | 50%   | 70%   | 80%   | 85%   | 90%   | 95%   | 10%   |
|---------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Promedio            | 98,1  | 95,4  | 97,2  | 97,7  | 97,8  | 98,0  | 98,2  | 98,5  | 100   |
| Desviación estándar | 1,3   | 1,3   | 1,5   | 1,6   | 2,3   | 3,3   | 6,3   | 12,3  | 35,5  |
| Mínimo              | 95,3  | 95,5  | 92,8  | 93,2  | 90,6  | 87,5  | 70,8  | 43,5  | 0,0   |
| Máximo              | 100,0 | 100,0 | 100,0 | 100,0 | 100,0 | 100,0 | 100,0 | 100,0 | 100,0 |

TABLA 1. Resultados del análisis gamma 2mm, 2% en función del nivel de dosis.



## DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos son adecuados y cumplen, en general, nuestro criterio de aceptación  $2\text{mm}/2\% > 95\%$ . Dos de nuestras primeras planificaciones no cumplieron dicho criterio y fueron replanificados. En ambos casos, la inadecuada administración del tratamiento fue relacionada con variaciones muy altas de tasa entre puntos de control y al uso de tasas de dosis muy bajas en haces sin filtro. Siguiendo las recomendaciones de Elekta se decidió cambiar varios parámetros del modelo en Monaco para evitar estas 2 situaciones.

## CONCLUSIONES

Se ha verificado de forma satisfactoria los 36 primeros pacientes de tratamientos SBRT y SRS. El procedimiento de verificación basado en medida de dosis en punto y volumétrica con array es adecuado para estos tratamientos.

# PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA IN-VIVO BASADO EN IMAGEN PORTAL

Olasolo Alonso, J. (1); Sanz Freire, C. J. (1); Collado Chamorro, P. M. (1); Vázquez Galiñanes, A. (1); López Corella, A. (1); Tomey Montesinos, Á. (1); Lopo Casqueiro, N. (1)  
(1) Hospital Universitario San Pedro

PALABRAS CLAVE: EPIGRAY, PORTAL, IN-VIVO

## INTRODUCCIÓN

Los sistemas de dosimetría in vivo mediante imagen portal están siendo cada vez más relevantes. En nuestro centro se ha adquirido el software Epigray (Dosisoft) para dos aceleradores lineales. El objetivo del trabajo es describir el proceso de puesta en marcha del software, las medidas necesarias y las verificaciones realizadas en nuestro centro.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se tienen dos aceleradores Versa HD gemelos con colimador multiláminas Agility y con sistema de imagen portal Iview GT. El software Epigray se comisiona en ambos aceleradores siguiendo las instrucciones del fabricante. Para ello hay que realizar tanto medidas con cámara de ionización como medidas con el sistema de imagen portal. Se realizan medidas para diferentes espesores de maniquí entre 0 y 40 cm y diferentes tamaños de campo entre  $2 \times 2$  cm y  $20 \times 20$  cm. Con estas medidas se obtienen los factores de conversión agua/aSi, los ratios tejido-máximo (FTMR), correcciones de no linealidad, correcciones de sag-effect y calibración absoluta en condiciones de referencia. Estos valores son enviados al fabricante quién genera el modelo y lo instala en una estación externa. Para realizar la verificación del modelo el fabricante recomienda realizar medidas de campos estáticos ( $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15$  y  $20 \times 20$ ) con diferentes espesores de maniquí (10cm, 20cm, 30cm) y para todas las energías modeladas (6X, 10X, 6FFF, 10FFF). Además también se decide hacer una verificación de 14 planes VMAT de diferentes localizaciones (pelvis, cabeza, pulmón, ORL y abdomen) utilizando como maniquí el OCTAVIUS hexagonal (PTW) completamente sólido. Tanto para los campos estáticos como para los planes VMAT se compara la dosis calculada por el TPS con la reconstruida en Epigray en un punto de referencia (isocentro).

## RESULTADOS

Respecto a los campos estáticos, las diferencias observadas en las dos máquinas están en el rango  $-0.88\%$  y  $0.85\%$  en todas las energías y todos los espesores. Los promedios de estas diferencias son  $-0.15\%$ ,  $0.38\%$ ,  $0.19\%$  y  $-0.06\%$  para las energías 6X, 10X, 6FFF y 10FFF en la máquina 1. En la máquina 2 los promedios son  $0.10\%$ ,  $0.02\%$ ,  $-0.16\%$  y  $0.01\%$  para las energías 6X, 10X, 6FFF y 10FFF respectivamente. En los planes VMAT para la máquina 1 hay dos planes cuya diferencia supera el 5%, con valores  $-8.57\%$  y  $-5.54\%$ . En la máquina 2 tres planes superan el 5% con valores de  $-5.24\%$ ,  $-5.30\%$  y  $-5.66\%$ . Las diferencias promedio son  $-2.52\%$  y  $-2.89\%$  respectivamente para la máquina 1 y 2.

## DISCUSIÓN

Las diferencias obtenidas con los campos estáticos son pequeñas y adecuadas según la experiencia del fabricante. Inicialmente, en las verificaciones VMAT, obtuvimos diferencias grandes entre ambas máquinas. Esto se estudió con el fabricante y se vieron errores en el modelo de una de las máquinas por lo que se volvió a generar este modelo. Tras esta modificación los resultados fueron los expuestos.



## CONCLUSIONES

Se ha completado el proceso de comisionado del software Epigray de manera satisfactoria, habiéndose realizado una verificación sobre maniquí tanto para campos estáticos como para planes VMAT que es la técnica más utilizada en el centro.

# REVISIÓN DE DATOS DOSIMÉTRICOS PARA CONOS ESTEREOTÁCTICOS DE RADIOCIRUGÍA, IMPLICANDO LA APLICACIÓN DEL CÓDIGO DE PRÁCTICA CONJUNTO IAEA-AAPM PARA HACES PEQUEÑOS

Caballero Pinelo, R. (1)

(1) Hospital Hermanos Ameijeiras

Un aspecto fundamental en la medición de haces finos para Radiocirugía, son los factores de corrección necesarios para establecer el valor real de los factores de campo relativos a un campo de referencia. En nuestro caso contamos con un acelerador lineal y para campos muy pequeños, 5 conos de tamaño de 0,5 a 1,5 cm.

En una primera medición, para comisionar y dejar listos los Conos para tratamientos estereotácticos en nuestro Centro, se realizaron mediciones relativas y absolutas, las cuales fueron enviadas al fabricante, para su procesamiento y re-envío de datos que permitieron dejar listo el Sistema de planificación (TPS).

Al realizar la puesta en marcha se informa que el sistema de Radiocirugía basado en el acelerador y los conos estereotácticos de diámetros 15mm, 12,5mm y 10 mm, se encuentran aptos para realizar tratamientos de radiocirugía estereotáctica, con un nivel de eficacia y seguridad aceptables para un acelerador de uso general. Por otra parte, se recomendó continuar el estudio de los conos de 5 y 7.5 mm.

Esto generó una revisión en la cual se encontró que para estas mediciones relativas se utilizó el diodo P, PTW código 60016. Este último no se recomienda para ser usado en tamaños de campo menores que 1cm. Para este detector tampoco se usó, en ningún caso, un factor de corrección como los descritos en el documento del OIEA TRS 483 (TRS 483).

Se volvieron a medir estos factores en una comprobación retrospectiva del modelo de los conos estereotácticos, a la luz del código de práctica, TRS 483.

Se emplearon los siguientes detectores: Diodo E modelo 60017 de PTW, (Diodo E), Diodo SRS modelo 60018 de PTW, (Diodo SRS), El detector de microdiamante, modelo 60019 de PTW, (Diamond).

También se usaron los valores de corrección que se recomiendan en el documento TRS483 para estos detectores.

Como resultado se encontraron discrepancias para los factores de campo de los 5 conos, siendo el mayor el de 5mm con 0,59 como valor inicial y 0,552 como valor promedio corregidos de los tres detectores de comprobación y una discrepancia de -6,37%. Las otras discrepancia fueron de -4,40% (7,5 mm) , -3,54%(10mm), -1,88%(12,5mm), -1,77%(15mm).

Se determinó enviar nuevamente estos datos al fabricante y los datos para los conos estereotácticos fueron corregidos.





## ÁREA TEMÁTICA: TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

### REPROCESAMIENTO DE IMAGEN DICOM SPECT PARA FUSIÓN CON IMÁGENES DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA

Sánchez Jiménez, J. (1); Núñez Martínez, L. M. R. (1); Martín Albina, M. L. (1); Morillas Ruiz, J. (1); Pizarro Trigo, F. (1); Bengoechea Álvaro, D. (1); Cepas Arroyo, T. (1); Crespo Mesa, M. S. (1); Pérez Urbón, I. A. (1); Zaballos Carrera, S. (1)

(1) Hospital Universitario de Burgos

PALABRAS CLAVE: DICOM, SPECT, FUSIÓN DE IMÁGENES, PROCESAMIENTO IMÁGENES

#### INTRODUCCIÓN

Las imágenes de SPECT, son de gran utilidad en la planificación de tratamientos de radioterapia porque permiten delimitar zonas óseas afectadas, o volumen pulmonar viable.

Las imágenes SPECT en Medicina Nuclear se obtienen mediante proyecciones planares en varios ángulos. Los fabricantes realizan una reconstrucción de las mismas en planos axiales con un formato de captura secundaria que no permite su utilización en aplicaciones externas ni su fusión con otras imágenes.

En el presente trabajo se ha creado una aplicación para reprocesar dichas imágenes y transformarlas en una serie DICOM corregida con su correspondiente CT. La serie SPECT reformateada permite su utilización en aplicaciones de radioterapia.

#### MATERIAL Y MÉTODO

Para la adquisición de imágenes SPECT se utilizan dos gammacámaras SPECT-CT Siemens Symbia T, estación de procesamiento Siemens SymbiaNet VB21A y PACS IRE Store Channel. Para crear la aplicación que permita la transformación de los archivos se utiliza PyDicom en un entorno Conda. Para la fusión y corrección de imágenes se utiliza el software Varian Eclipse Image Registration v15.5.

Se trabaja con imágenes SPECT-CT de adquisiciones de ventilación pulmonar y metástasis óseas con Tc-99m. Las imágenes se adquieren con un protocolo de 64 proyecciones en modo step&shoot con una matriz de adquisición de 128x128. El CT se adquiere con un espesor de corte de 5 mm.

Se realiza una reconstrucción axial de la imagen SPECT con posiciones de cortes coincidentes con las del CT. Las imágenes axiales reconstruidas no pueden ser utilizadas en la fusión dado que se tratan de capturas DICOM secundarias y en sus atributos no figura la localización de los cortes.

Los archivos DICOM correspondientes son procesados en PyDicom, donde se les introduce la información de la posición del corte que figura en el CT. Además es necesario sobrescribir todas las etiquetas correspondientes al estudio utilizando como base las etiquetas de un estudio PET, por tratarse esta modalidad de archivos de imagen molecular en formato axial registrable. El hecho de ser archivos de imagen molecular permite superponer y contornear en base a actividad en sistemas de planificación de tratamientos de radioterapia.

Los archivos obtenidos son transferidos a la Red Aria de radioterapia para su corrección y fusión con un CT de planificación del mismo paciente.

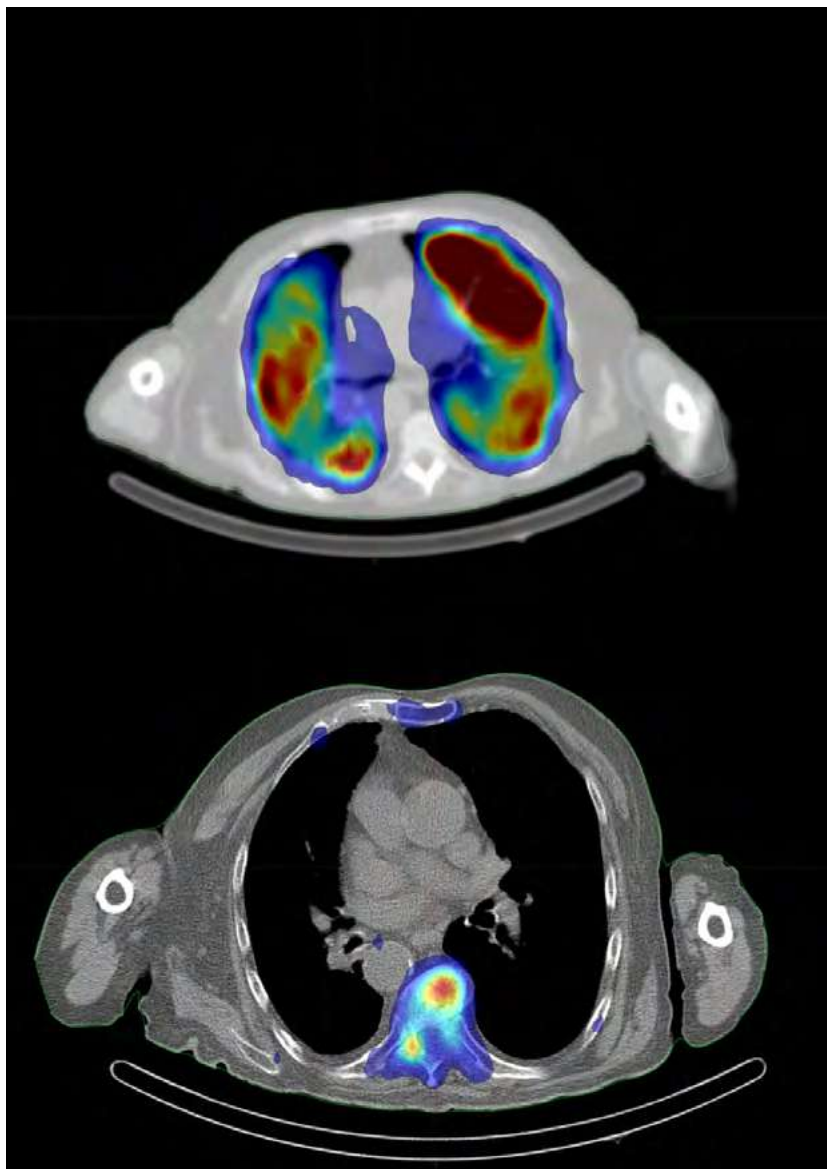
#### RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Las imágenes de SPECT-CT transformadas a la modalidad PET-CT son aceptadas en el sistema de planificación. Dicho sistema admite su corrección con las imágenes de CT de planificación, y permite la utilización de herramientas sobre ellas tal y como el contorno de volúmenes basados en actividad.

Gracias a ello, las imágenes de SPECT-CT pueden ser utilizadas para la planificación del tratamiento, estableciendo volúmenes pulmonares con capacidad conservada y zonas afectadas por metástasis óseas.

Esta aplicación y procedimiento es extensible a cualquier fabricante de equipos SPECT-CT dado que identifica los campos a modificar con su DICOM-TAG y es independiente del fabricante.

Su aplicación es extensible a otras localizaciones y patologías como tumores cerebrales o mamas.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SERGIEVA S, MIHAYLOVA I, ALEXANDROVA E, DIMCHEVA M, MANSI L. SPECT-CT IN RADIOTHERAPY PLANNING, WITH MAIN REFERENCE TO PATIENTS WITH BREAST CANCER. CURR RADIOPHARM. 2015;8(1):9-18. DOI: 10.2174/1874471008666150316221722. PMID: 25808957.
- <sup>2</sup> MICHAEL T. MUNLEY, LAWRENCE B. MARKS, CHRISTOPHER SCARFONE, GREGORY S. SIBLEY, EDWARD F. PATZ, TIMOTHY G. TURKINGTON, RONALD J. JASZCZAK, DAVID R. GILLAND, MITCHELL S. ANSCHER, R.EDWARD COLEMAN, MULTIMODALITY NUCLEAR MEDICINE IMAGING IN THREE-DIMENSIONAL RADIATION TREATMENT PLANNING FOR LUNG CANCER: CHALLENGES AND PROSPECTS, LUNG CANCER, VOLUME 23, ISSUE 2,
- <sup>3</sup> MICHAEL T. MUNLEY, LAWRENCE B. MARKS, CHRISTOPHER SCARFONE, GREGORY S. SIBLEY, EDWARD F. PATZ, TIMOTHY G. TURKINGTON, RONALD J. JASZCZAK, DAVID R. GILLAND, MITCHELL S. ANSCHER, R.EDWARD COLEMAN, MULTIMODALITY NUCLEAR MEDICINE IMAGING IN THREE-DIMENSIONAL RADIATION TREATMENT PLANNING FOR LUNG CANCER: CHALLENGES AND PROSPECTS, LUNG CANCER, VOLUME 23, ISSUE 2, 1999, PAGES 105-114, ISSN 0169-5002, [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/S0169-5002\(99\)00005-7](https://doi.org/10.1016/S0169-5002(99)00005-7).
- <sup>4</sup> LOI, GIANFRANCO & INGLESE, EUGENIO & KREGLI, MARCO. (2011). RADIATION THERAPY PLANNING USING SPECT-CT. 10.1007/978-3-642-15726-4\_12.

## ANÁLISIS CUANTITATIVO DE LA LINEALIDAD INTRÍNSECA DE UNA GAMMACÁMARA

RETORTA FERNÁNDEZ, P. (1); Béjar Navarro, M. J. (2); Prieto Morán, D. (2); Cámara Gallego, M. (2); Capuz Suárez, A. B. (2); Colmenares Fernández, R. (2); García Fuentes, J. D. (2); Morís Pablos, R. (2); Sevillano Martínez, D. (2); Galiano Fernández, P. (2); Williamson Puente, S. (2); Chillida Rey, R. (2); García Vicente, F. (2)

(1) Hospital Clínico San Carlos–Hospital Universitario Ramón y Cajal, (2) Hospital Universitario Ramón y Cajal

PALABRAS CLAVE: MEDICINA NUCLEAR. LINEALIDAD. CONTROL DE CALIDAD. GAMMACÁMARA

### INTRODUCCIÓN

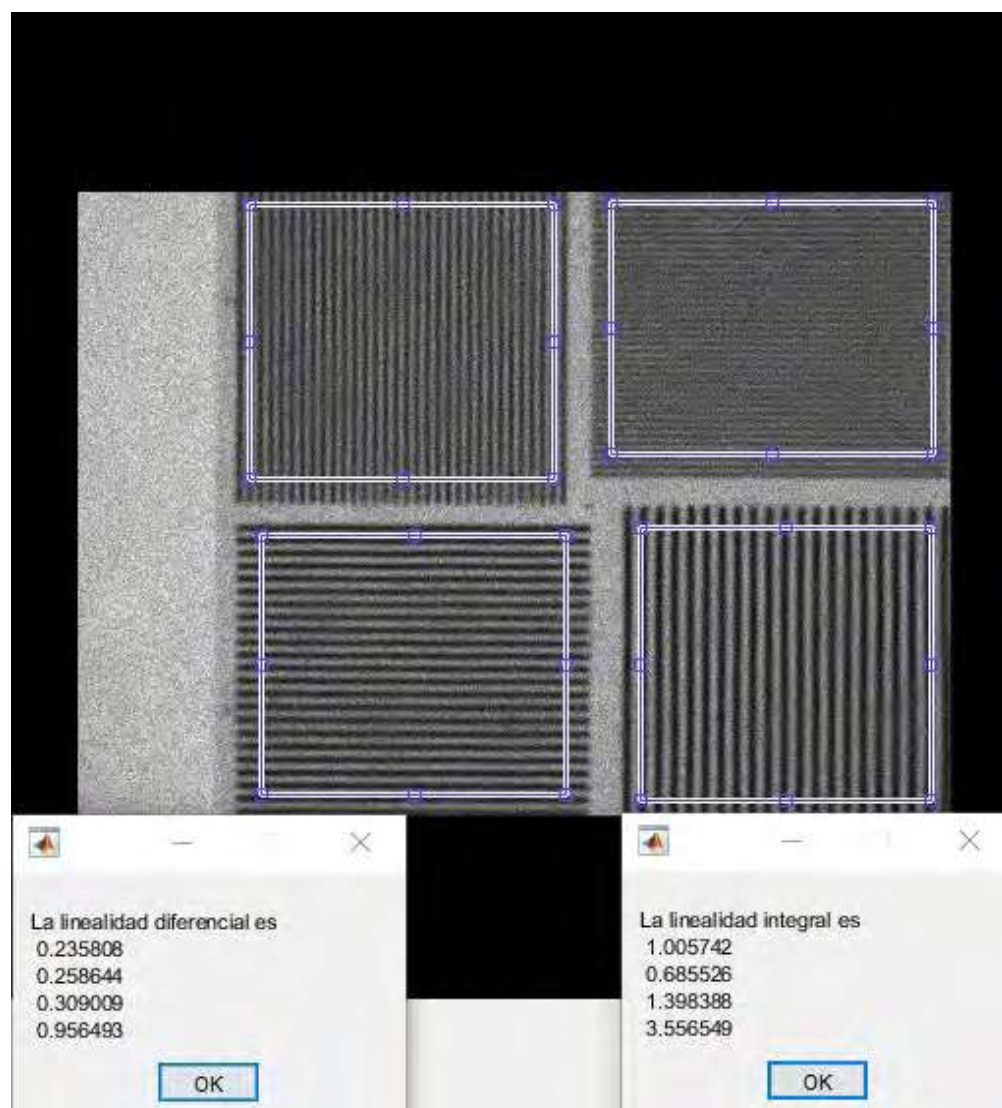
La linealidad intrínseca es una prueba de control de calidad de una gammacámara que permite evaluar la distorsión de la posición de la imagen respecto del objeto [1]. Debido a la complejidad de su análisis, se ha creado un script vía MATLAB para ayudar a cuantificar los resultados de esta prueba. Además, se comparan los resultados entre un procedimiento manual y con el script.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para realizar esta prueba hace falta un maniquí de barras. En este caso, el maniquí está compuesto por 4 cuadrantes en los cuales hay unos patrones de barras de plomo con diferente espaciado entre ellas.

Para poder obtener una imagen se sitúa el maniquí en cada uno de los detectores sin colimador y se coloca una fuente de  $^{99m}\text{Tc}$  tal que produzca una tasa menor a 20 kcps (111-185 MBq) a 2 m de distancia y centrada en el detector.

Se utiliza un script de MATLAB para el análisis. El programa pide dibujar 4 regiones en los 4 cuadrantes, de mayor a menor espaciado entre barras (FIGURA 1), y pregunta qué gammacámara y detector se está analizando para poder convertir píxel en mm.





Al acabar los cálculos muestra dos ventanas con los resultados de la linealidad diferencial (LD) y la linealidad integral (LI) para cada uno de los cuadrantes, en mm. LD se define como la desviación típica de las posiciones de los picos en cada cuadrante [1]. LI es la diferencia máxima entre los picos de la imagen y el tamaño nominal del patrón [2].

Se han realizado unas pruebas de repetibilidad y reproducibilidad consistentes en que una misma persona analice la misma imagen 5 veces y que la misma imagen sea analizada por 2 personas distintas.

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos se presentan en la TABLA 1.

| GC1        |        |            | Linealidad diferencial (mm) |             |             |             | Linealidad integral (mm) |             |             |             |
|------------|--------|------------|-----------------------------|-------------|-------------|-------------|--------------------------|-------------|-------------|-------------|
|            |        |            | Cuadrante 1                 | Cuadrante 2 | Cuadrante 3 | Cuadrante 4 | Cuadrante 1              | Cuadrante 2 | Cuadrante 3 | Cuadrante 4 |
| 18/09/2019 | Manual | Detector 1 | 1.12                        | 1.19        | 0.86        | 1.52        | 1.76                     | 2.44        | 2.33        | 5.75        |
|            |        | Detector 2 | 0.69                        | 0.98        | 0.47        | 1.33        | 1.25                     | 1.66        | 2.41        | 3.74        |
|            | MATLAB | Detector 1 | 0.27                        | 0.30        | 0.66        | 1.24        | 0.56                     | 1.72        | 3.34        | 4.79        |
|            |        | Detector 2 | 0.25                        | 0.29        | 0.73        | 1.27        | 1.01                     | 0.87        | 4.31        | 5.54        |
| 25/09/2020 | Manual | Detector 1 | 1.42                        | 1.83        | 1.73        | -           | 1.43                     | 1.60        | 1.43        | -           |
|            |        | Detector 2 | 0.62                        | 1.25        | 0.56        | -           | 1.25                     | 1.56        | 1.15        | -           |
|            | MATLAB | Detector 1 | 0.28                        | 0.30        | 0.63        | 1.21        | 1.02                     | 1.21        | 3.90        | 4.71        |
|            |        | Detector 2 | 0.27                        | 0.29        | 0.93        | 1.46        | 1.06                     | 0.86        | 4.24        | 4.50        |
| GC2        |        |            |                             |             |             |             |                          |             |             |             |
| 30/09/2019 | Manual | Detector 1 | 0.90                        | 0.94        | 0.82        | -           | 1.49                     | 1.09        | 1.28        | -           |
|            |        | Detector 2 | 1.13                        | 0.45        | 0.97        | 1.91        | 0.94                     | 1.49        | 1.71        | 2.75        |
|            | MATLAB | Detector 1 | 0.19                        | 0.26        | 0.37        | 1.19        | 0.55                     | 0.67        | 1.91        | 4.20        |
|            |        | Detector 2 | 0.23                        | 0.24        | 0.34        | 1.25        | 0.57                     | 0.66        | 2.92        | 3.45        |
| 28/09/2020 | Manual | Detector 1 | 0.86                        | 0.60        | 0.69        | -           | 1.19                     | 1.33        | 1.26        | -           |
|            |        | Detector 2 | 0.65                        | 0.65        | 0.65        | 2.07        | 1.76                     | 1.40        | 1.05        | 1.19        |
|            | MATLAB | Detector 1 | 0.19                        | 0.30        | 0.63        | 1.21        | 1.02                     | 1.21        | 3.90        | 4.71        |
|            |        | Detector 2 | 0.27                        | 0.29        | 0.93        | 1.46        | 1.06                     | 0.86        | 4.25        | 4.50        |

Los resultados arrojan una concordancia entre métodos ( $p < 0.05$ ) en la mitad de los casos.

Analizando la LD, se obtiene que el análisis mediante este programa es repetible y reproducible ( $p < 0.05$ ). En cuanto a la LI, concluimos que es repetible y reproducible para los 2 cuadrantes intermedios ( $p = 0.029$ ).

## DISCUSIÓN

Se observa consistencia entre los resultados que provienen del análisis manual y los que se obtienen utilizando el programa desarrollado.

La repetición de la prueba a lo largo del tiempo indica que es un buen procedimiento para realizar un análisis cuantitativo.

En cuanto al tamaño de la región a analizar, esta tiene que abarcar la mayoría del cuadrante, pues un análisis de menos barras podría falsear el resultado de la LD, al ser ésta la desviación típica de las posiciones. Teniendo en cuenta la falta de reproducibilidad en la LI, se podría acotar el tamaño de la región para que los resultados no sean dependientes de la persona.

## CONCLUSIÓN

Este método permite obtener de manera rápida los resultados de una prueba cuyo análisis, en general, es tedioso y es adaptable a cualquier modelo de gammacámara.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN DE MEDICINA NUCLEAR. SEFM-SEPR-SEMNIM. 2020

<sup>2</sup> NEMA. PERFORMANCE MEASUREMENTS OF GAMMA CAMERAS. NEMA STANDARDS PUBLICATION NU1-2012. VIRGINIA, EEUU: NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION; 2013



## PROPUESTA DE SOFTWARE PARA LA IMPLEMENTACIÓN DE LA PRUEBA DE LINEALIDAD PET DEL PROTOCOLO EFOMP

Gañán Mora, A. (1); Córdoba Gómez, D. (1); Fernández Soto, J. M. (1)

(1) Hospital Clínico San Carlos

PALABRAS CLAVE: EFOMP, PRUEBA DE LINEALIDAD, PET, PYTHON, SOFTWARE, ANÁLISIS DE DATOS

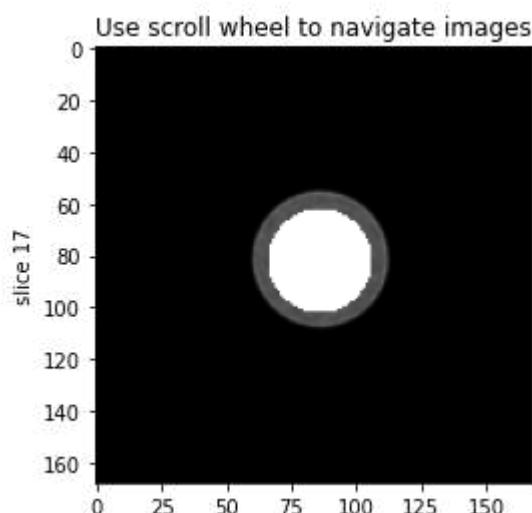
### INTRODUCCIÓN

La publicación de la *EFOMP's Guideline Quality Controls in PET/CT and PET/MR* en 2022 proporciona una batería de controles simplificados que permite realizar la rutina de control de calidad de estos equipos. Si bien para cada prueba se ha acompañado un software específico de análisis, la de linealidad ha sido la única para la que no se ha publicado un programa. El objetivo de este trabajo es mostrar una herramienta desarrollada en nuestro centro para el análisis automatizado de esta prueba mediante Python.

En este trabajo se muestra la implementación de dicha prueba y los resultados obtenidos mediante su análisis.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para la prueba de linealidad se compara cada hora aproximadamente la concentración de actividad medida con un PET de la marca Siemens modelo Biograph 6 True Point en un maniquí cilíndrico de 6.7 L relleno de 300 MBq de <sup>18</sup>F frente a la esperada teóricamente mediante decaimiento exponencial. El software solicita el directorio donde se encuentran las imágenes DICOM, las carga e indica al usuario que coloque el centro y el diámetro de un VOI cilíndrico que abarca el 60% del FOV axial para poder calcular la concentración de actividad media, como se ilustra en la Figura.



### RESULTADOS

| Hora     | Actividad esperada (Bq/mL) | Actividad medida (Bq/mL) | Diferencia actividades |
|----------|----------------------------|--------------------------|------------------------|
| 10:19:00 | 40000±920                  | 40100±250                | -0.34%                 |
| 11:24:00 | 26500±610                  | 26500±150                | -0.04%                 |
| 12:25:00 | 18000±630                  | 18200±100                | -0.87%                 |
| 13:15:00 | 13100±300                  | 13320±70                 | -1.33%                 |
| 14:23:00 | 8600±200                   | 8740±50                  | -2.11%                 |
| 15:16:00 | 6100±140                   | 6290±40                  | -2.71%                 |
| 16:12:00 | 4300±100                   | 4430±30                  | -3.12%                 |
| 17:28:00 | 2660±60                    | 2760±30                  | -3.62%                 |



## DISCUSIÓN

La diferencia media entre la actividad medida y la esperada es de un -1.8% encontrándose siempre dentro de tolerancias (10%). El programa es simple y rápido de usar, llevando unos 2 min por cada medida (unos 20 min en total) y tiempos de ejecución del orden del segundo.

## CONCLUSIONES

La nueva prueba de linealidad de la EFOMP tiene una implementación práctica sencilla, aunque demanda disponer de un día entero el PET. El software desarrollado simplifica y automatiza el análisis de datos, además de poder emplearse en cualquier hospital al ser software libre, gratuito y que demanda pocos recursos computacionales.

# EFFECTO DEL FILTRO DE COBRE AL MEDIR INDIUM-111 EN UN ACTIVÍMETRO

Macías Castillo, M. J. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Delgado Aparicio, J. M. (1)

(1) Hospital Universitario de Badajoz

PALABRAS CLAVE: INDIUM; ACTIVÍMETRO; CALIBRACIÓN; COBRE; FILTRO; PORTAMUESTRAS

## INTRODUCCIÓN

El In-111 es un radioisótopo usado en Medicina Nuclear para examinar obstrucciones del flujo cerebral o la médula espinal. Su periodo de semidesintegración es de 2.83 días y decae por captura electrónica emitiendo rayos gamma de 171,3 keV y 245,4 keV. Además, tiene emisiones de rayos X.

| Gammas  |        | Rayos X |       |
|---------|--------|---------|-------|
| E (keV) | I(%)   | E (keV) | I (%) |
| 245.4   | 94     | 23.17   | 45.4  |
| 171.3   | 90     | 22.98   | 24.2  |
| 150.8   | 0.0028 | 26.09   | 7.57  |
|         |        | 26.06   | 3.92  |
|         |        | 3.13    | 2.9   |
|         |        | 26.64   | 1.95  |

Tabla1. Emisiones gamma y rayos X predominantes del In-111

## MATERIAL Y MÉTODO

Se mide la actividad de un vial de In-111 suministrado por Curium con 37 MBq a fecha de calibración de 19/01/2022 a las 18:00 h.

Se procede a medir en un activímetro Biodex con un portamuestras de cobre y posteriormente sin él.

Posteriormente, se ha medido la actividad de In-111 presente en el vial cambiando la geometría y el material del recipiente introduciéndolo disuelto en 7 ml de suero en una jeringa de 10 ml.

## RESULTADOS

Los resultados obtenidos al medir la actividad del vial y la jeringa 5 veces sucesivas con y sin portamuestras se indican en la siguiente tabla:

| VIAL (uCi) |           | JERINGA (uCi) |           |
|------------|-----------|---------------|-----------|
| Sin cobre  | Con cobre | Sin cobre     | Con cobre |
| 872        | 692       | 1233          | 692       |
| 872        | 693       | 1233          | 695       |
| 873        | 694       | 1234          | 698       |
| 874        | 692       | 1232          | 697       |
| 872        | 693       | 1233          | 695       |





Como podemos ver en la tabla, las medidas con vial y jeringa realizadas sin el portamuestras difieren en casi un 40%, mientras que las medidas realizadas utilizando el portamuestras de cobre varían menos de 1%. Además, manteniendo fija la geometría, el hecho de usar el portamuestras reduce en un 20% y un 43% el valor de la actividad en vial y jeringa respectivamente.

## CONCLUSIONES

El In-111 tiene emisión en rayos X de baja energía (desde 3 a 26 keV hasta en un 44% de las desintegraciones) que provocan que, midiendo SIN cobre, la medida dependa mucho del volumen, la geometría y el recipiente de la muestra por la autoabsorción.

La solución para deshacerse de estos rayos X que generan dependencia geométrica es introducir la muestra en el portamuestras de cobre, que filtra el 99,5% de los fotones de baja energía.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> KOWALSKY, R., & RE, J. (1998). DOSE CALIBRATOR ASSAY OF IODINE-123 AND INDIUM-111 WITH A COPPER FILTER. JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE TECHNOLOGY, 26(2), 94-98.

<sup>2</sup> S.Y.F. CHU, L.P. EKSTRÖM & R.B. FIRESTONE. (1999). THE LUND/LBNL NUCLEAR DATA SEARCH VERSION 2.0.

---

# ACEPTACIÓN DE GAMMACÁMARA PORTATIL CON SISTEMA ÓPTICO SENTINELLA HORUS

Macías Castillo, M. J. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Delgado Aparicio, J. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Badajoz

PALABRAS CLAVE: GAMMACÁMARA; SENTINELLA; HORUS; ONCOVISION; ACEPTACIÓN; TOLERANCIAS

## INTRODUCCIÓN

Las dos gammacámaras portátiles adquiridas en el Servicio de Medicina Nuclear cuentan con un nuevo colimador con cámara óptica integrada que permite fusionar la imagen nuclear con la imagen de vídeo, ayudando al sanitario a situar espacialmente la imagen nuclear.

Debido a la ausencia de un procedimiento de control de calidad propio para esta tipología de equipos en el Protocolo de control de calidad de la instrumentación de Medicina Nuclear (PCCMN), las pruebas de estado de referencia inicial se realizaron con adaptaciones a las indicadas en dicho protocolo para gammacámaras planares y las propuestas por el fabricante (Oncovision).

Tras estudiar el uso que se hace de este tipo de gammacámara, se proponen en este documento pruebas esenciales así como sus tolerancias.

## MATERIAL Y MÉTODO

La gammacámara portatil del equipo Sentinella Horus está basada en un cristal centelleador de GAGG y un fotomultiplicador de silicio sensible a la posición. Cuenta con un campo de visión útil de 48 x 48 mm, un rango óptimo de energías de 30-200 keV (80-200 keV con cámara óptica) y una resolución intrínseca de energía para 140.5 keV menor del 20%.

Las pruebas de aceptación realizadas siguieron el protocolo del fabricante, en la siguiente tabla se muestran junto con las tolerancias del fabricante:



| Prueba                                     | Colimador     | Criterio aceptación |
|--------------------------------------------|---------------|---------------------|
| <b>Resolución energética intrínseca</b>    | Ninguno       | < 20%               |
| <b>Resolución espacial extrínseca</b>      | Blue          | < 13 mm             |
|                                            | Confocal Blue | < 13 mm             |
| <b>Sensibilidad</b>                        | Blue          | > 100 cpm/ $\mu$ Ci |
|                                            | Confocal Blue | > 60 cpm/ $\mu$ Ci  |
| <b>Uniformidad extrínseca</b>              | Blue          | < 10%               |
|                                            | Confocal Blue | < 10%               |
| <b>Resolución temporal Tasa de cuentas</b> | Ninguno       | > 50000 cps         |
| <b>Resolución temporal Tiempo muerto</b>   | Ninguno       | < 10 $\mu$ S        |
| <b>Tamaño de pixel</b>                     | Blue          | < 0,2 mm            |
|                                            | Confocal Blue | < 0,2 mm            |

Para el co-registro de la imagen óptica con la nuclear, se propone una prueba adicional que consiste en hallar la diferencia de posición entre el centroide de las imágenes nuclear y óptica utilizando fuentes puntuales de Tc-99m.

#### RESULTADOS

Se muestra a continuación las pruebas realizadas y los resultados obtenidos para cada colimador.

| Prueba                                     | Colimador     | Criterio aceptación | Resultado                                                                        |
|--------------------------------------------|---------------|---------------------|----------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Resolución energética intrínseca</b>    | Ninguno       | < 20%               | 16.75%                                                                           |
| <b>Resolución espacial extrínseca</b>      | Blue          | < 13 mm             | X = 7.89 mm; Y = 7.89 mm                                                         |
|                                            | Confocal Blue | < 13 mm             | X = 8.77 mm; Y = 8.99 mm                                                         |
| <b>Sensibilidad</b>                        | Blue          | > 100 cpm/ $\mu$ Ci | 146.97 cpm/ $\mu$ Ci                                                             |
|                                            | Confocal Blue | > 60 cpm/ $\mu$ Ci  | 95.40 cpm/ $\mu$ Ci                                                              |
| <b>Uniformidad extrínseca</b>              | Blue          | < 10%               | UI total = 6.59%<br>UD total = 3.61%<br>UI central = 5.02%<br>UD central = 3.61% |
|                                            | Confocal Blue | < 10%               | UI total = 5.50%<br>UD total = 4.00%<br>UI central = 4.36%<br>UD central = 3.22% |
| <b>Resolución temporal Tasa de cuentas</b> | Ninguno       | > 50000 cps         | 149714 cps                                                                       |
| <b>Resolución temporal Tiempo muerto</b>   | Ninguno       | < 10 $\mu$ S        | 1.49 $\mu$ S                                                                     |
| <b>Tamaño de pixel</b>                     | Blue          | < 0,2 mm            | X = 0.16 mm; Y = 0.16 mm                                                         |
|                                            | Confocal Blue | < 0,2 mm            | X = 0.16 mm; Y = 0.16 mm                                                         |



Como se puede observar, todas las pruebas están dentro de los criterios de aceptación propuestos por Oncovisión.

Según nuestra experiencia, en la aceptación de la uniformidad extrínseca de la gammacámara, los valores obtenidos están dentro de los límites establecidos. No obstante, con el paso del tiempo, se ha observado un aumento significativo de los valores de uniformidad, de manera que en un par de meses estos valores superan los límites de tolerancia establecidos por el fabricante.

En este caso, sería necesario ponerse en contacto con el fabricante para proceder a una nueva calibración. Se propone en este documento ampliar la tolerancia de la uniformidad extrínseca a 15%, ya que el uso que se le dará a estos equipos (principalmente para localización en quirófano) no necesita unos valores tan estrictos que, como hemos visto, no se cumplirán tras pocos meses desde su calibración.

## CONCLUSIONES

Se ofrece una propuesta de pruebas de aceptación para gammacámaras portátiles, basándose en el PCCMN y en las indicaciones del fabricante Oncovision, además, se añade una nueva prueba para medir el co-registro de la imagen óptica y nuclear. En los resultados se puede apreciar que todas las pruebas realizadas estuvieron dentro de tolerancia. No obstante, con el paso del tiempo se ha observado un aumento significativo de la uniformidad, por lo que se recomienda ampliar la tolerancia de esta prueba a 15% en el caso de gammacámaras portátiles.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> SENTINELLA – ONCOVISION. (S. F.). [HTTPS://ONCOVISION.COM/SENTINELLA/](https://oncovision.com/sentinella/)

<sup>2</sup> SEFM. SEMNIM. SEPR. (2020). PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN DE MEDICINA NUCLEAR.

# COMPARACIÓN DE CARACTERÍSTICAS DE PET DISCOVERY DMI GEN2 DE 4 Y 5 ANILLOS SEGÚN PRUEBAS NEMA

Martín Vezgónes, M. (1); Mínguez Gabiña, P. (1); Gallardo Rodríguez, N. (1); Espinosa Sola, J. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Cruces

PALABRAS CLAVE: MEDICINA NUCLEAR, CONTROL DE CALIDAD, PET

## INTRODUCCIÓN

Se ha realizado la comparación de características de dos equipos PET-CT con la bibliografía existente.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En el año 2023 se instalaron dos equipos PET-CT en el Hospital Universitario de Cruces. Un Discovery DMI Gen2 de 4 anillos y de 5 anillos de General Electric.

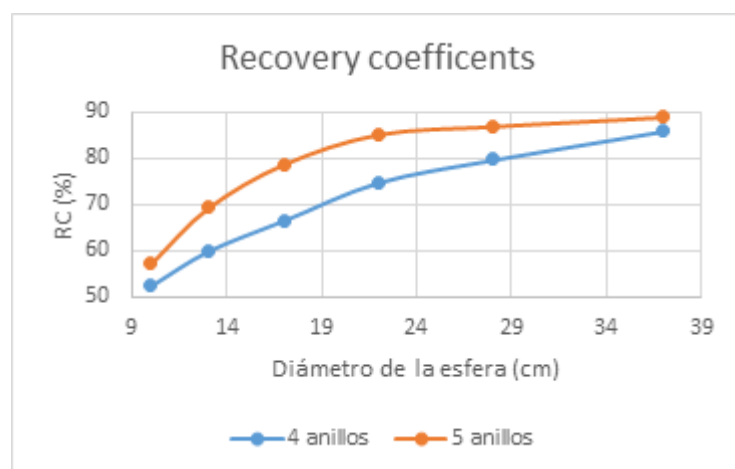
Para su aceptación se siguieron las pruebas de NEMA NU 2-2018 (1)

## RESULTADOS

En la tabla I podemos observar los resultados para las características más importantes de los dos PET comparadas con tres referencias bibliográficas. En el gráfico 1 podemos ver la gráfica de los recovery coefficients (RC) para cada uno de los PET.



|                                                           | HUC       | HUC       | Pan (2)   | Zeim (3)  | Chich (4) |
|-----------------------------------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
|                                                           | 4 anillos | 5 anillos | 5 anillos | 5 anillos | 4 anillos |
| Max absolut error below NECpeak                           | 2,2       | 2,9       | 3,6       | 4,6       |           |
| Peak NECR is [kcps]                                       | 194       | 300       | 266       | 313       | 176       |
| SF at peak NECR is (%)                                    | 42        | 41        | 40        | 41        | 41        |
| Timing resolution at 0kBq/mL                              | 379,6     | 380,5     | 381,7     | 391,6     | 377,3     |
| Sensitivity [cps/KBq] $\gamma=0$                          | 13,9      | 21,4      | 20,8      | 22        | 13,3      |
| Spatial resolution FWHM VPFX                              |           |           |           |           |           |
| Radial 1 cm                                               | 3,9       | 3,8       | 3,7       | 3,8       | 3,9       |
| Tangencial 1cm                                            | 4,1       | 3,9       | 3,9       | 3,9       | 3,8       |
| Axial 1cm                                                 | 3,9       | 4,4       | 4,2       | 4,3       | 4,1       |
| Radial 10 cm                                              | 4,8       | 4,8       | 4,7       | 4,9       | 4,7       |
| Tangencial 10cm                                           | 3,9       | 3,9       | 3,9       | 3,9       | 3,9       |
| Axial 10cm                                                | 3,9       | 4,3       | 4,5       | 3,9       | 4,9       |
| Calidad de imagen VPFX                                    |           |           |           |           |           |
| Measured contrast % average / Measured background average |           |           |           |           |           |
| 10                                                        | 52/11     | 57/7      | 46/9      | 48/9      | -         |
| 13                                                        | 60/8      | 69/5      | 54/7      | 58/7      | -         |
| 17                                                        | 67/6      | 79/4      | 66/5      | 70/5      | -         |
| 22                                                        | 75/5      | 85/3      | 71/4      | 78/4      | -         |
| 28                                                        | 80/4      | 87/3      | 85/4      | 83/4      | -         |
| 37                                                        | 86/3      | 89/3      | 89/4      | 87/3      | -         |
| 50                                                        | 3         | 3         | 6         | 4         | -         |



## DISCUSIÓN

Los resultados están dentro de las tolerancias marcados por el fabricante, el protocolo de control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear y de diversas publicaciones que analizan el mismo tipo de PET-CT.

Las características de los equipos son bastante similares siendo la sensibilidad y el pico NECR la mayor diferencia entre estos. La diferencia en la sensibilidad es debida a disponer de un anillo más y por lo tanto un FOV mayor. El pico NECR más alto en el PET de 5 anillos es debido también a un FOV mayor por lo que se reduce la cantidad de aleatorios aumentando las coincidencias verdaderas. Además, como vemos en el gráfico 1 los RC para el PET de 5 anillos tienen valores más altos.

## CONCLUSIONES

Los dos equipos cumplen las pruebas NEMA y presentan capacidades adecuadas para su uso en medicina nuclear.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> NEMA STANDARDS PUBLICATION NU 2-2018: PERFORMANCE MEASUREMENTS OF POSITRON EMISSION TOMOGRAPHS (PET). ROSSLYN: NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION; 2018. PP. 41.



- <sup>2</sup> PAN T, EINSTEIN SA, KAPPADATH SC, GROGG KS, LOIS GOMEZ C, ALESSIO AM, HUNTER WC, EL FAKHRI G, KINAHAN PE, MAWLAWI OR. PERFORMANCE EVALUATION OF THE 5-RING GE DISCOVERY MI PET/CT SYSTEM USING THE NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION NU 2-2012 STANDARD. MED PHYS. 2019 JUL;46
- <sup>3</sup> ZEIMPEKIS KG, KOTASIDIS FA, HUELLNER M, NEMIROVSKY A, KAUFMANN PA, TREYER V. NEMA NU 2-2018 PERFORMANCE EVALUATION OF A NEW GENERATION 30-CM AXIAL FIELD-OF- VIEW DISCOVERY MI PET/CT. EUR J NUCL MED MOL IMAGING. 2022 JUL;49(9):3023-3032. DOI: 10.1007/s00259-022-05751-7. EPUB 2022 MAR 14.
- <sup>4</sup> CHICHEPORTICHE A, MARCIANO R, OREVI M. COMPARISON OF NEMA CHARACTERIZATIONS FOR DISCOVERY MI AND DISCOVERY MI-DR TOF PET/CT SYSTEMS AT DIFFERENT SITES AND WITH OTHER COMMERCIAL PET/CT SYSTEMS. EJNMMI PHYS. 2020 JAN 14;7(1):4

## DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA PARA LA VALIDACIÓN DEL ENSAYO DE CALIBRACIÓN DEL PROGRAMA DE ACREDITACIÓN EARL

Cuesta Reina, J. A. (1); Cabañero Escudero, B. (1); Alarcia Noci, M. (1); García Ovejero, J. (1); García Sanz, A. (1); González Ruiz, C. (1)  
(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

### INTRODUCCIÓN

La EANM (European Association of Nuclear Medicine) inició en 2010 un programa de acreditación para los equipos PET/CT, (Research 4Life–EARL en adelante), con el objetivo de establecer unos criterios de calidad que garantizasen un funcionamiento similar entre sistemas que se incorporan a programas de ensayos clínicos multicéntricos.

En este trabajo presentamos una herramienta propia para el análisis de los resultados del ensayo de calibración (Usuv) para verificar, antes de enviar las imágenes a la plataforma, el cumplimiento de los criterios de validación:  $|Accu(SUV)| < \pm 10\%$  y  $SUV_{REF} = 1$ . Esto ha supuesto un ahorro de tiempo y la reducción de la incertidumbre hasta que el organismo acreditador informa del resultado. Los datos están obtenidos para un equipo GE modelo Discovery MI 4R y para un equipo de Siemens, modelo Biograph 6 TruePoint

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para el ensayo de calibración se dispone de un maniquí cilíndrico hueco, de volumen conocido, lleno de agua al que se incorpora una actividad de <sup>18</sup>F bien determinada (65-75 MBq en el momento de la adquisición) en solución homogénea. A continuación, se adquiere el estudio en ambas modalidades de imagen (CT/PET) con los parámetros indicados por EARL: dos estudios solapados en la zona central del maniquí, de 5 minutos cada uno, junto con CT de baja dosis para corrección de atenuación. En la reconstrucción se emplean todos los algoritmos de corrección disponibles. Finalmente, las imágenes se transfieren, comprimen y exportan a la plataforma.

Los parámetros de interés son:

$$\begin{matrix} SUV = \frac{C}{(A \cdot m)} \\ Accu(SUV) = \frac{SUV - SUV_{ref}}{SUV_{ref}} \end{matrix}$$

donde A es la actividad, m es la masa y C es la concentración de actividad por voxel.

La herramienta está desarrollada en Matlab y necesita los parámetros característicos de la prueba y las imágenes en formato DICOM. Los planos transversales (omitiendo los extremos del maniquí carentes de homogeneidad) se analizan mediante un área circular (ROI) con relación (0.6-0.9) veces el del círculo segmentado y con idéntico centro.

La validación de nuestro diseño se ha conseguido comparando los resultados de nuestro programa, con los del análisis manual de las imágenes en ImageJ y posterior cálculo en hoja Excel, y con el programa proporcionado por la plataforma de acreditación escrito en IDL.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se han analizado diferentes conjuntos de imágenes (4 con el equipo Discovery MI 4R y 3 con el equipo Biograph TruePoint) con las tres herramientas indicadas (Usuv, ImageJ y software desarrollado por EARL -FIGURA 1-) y, de los resultados de la TABLA 1, se puede deducir que, en todos los casos, se cumple el criterio de validación de la acreditación (exactitud SUV < 10%) y los resultados son semejantes para el mismo estudio de imagen, independientemente de la herramienta empleada.



| <b>Herramientas</b>                   |               | <b>Usuv</b> |                    | <b>ImageJ</b> |                    | <b>EARL</b> |                    |
|---------------------------------------|---------------|-------------|--------------------|---------------|--------------------|-------------|--------------------|
| <b>Equipo</b>                         | <b>Ensayo</b> | <b>SUV</b>  | <b>Exactitud %</b> | <b>SUV</b>    | <b>Exactitud %</b> | <b>SUV</b>  | <b>Exactitud %</b> |
| Discovery<br>MI 4R GE                 | 1             | 1,036       | 3,68               | 1,037         | 3,71               | 1,036       | 3,65               |
|                                       | 2             | 0,979       | -2,06              | 0,978         | -2,13              | 0,979       | -2,10              |
|                                       | 3             | 0,992       | -0,93              | 0,996         | -1,02              | 0,990       | -0,96              |
|                                       | 4             | 1,021       | 2,10               | 1,020         | 2,16               | 1,022       | 2,19               |
| Biograph<br>6<br>TruePoint<br>Siemens | 1             | 0,969       | -3,16              | 0,968         | -3,12              | 0,968       | -3,07              |
|                                       | 2             | 1,006       | 0,59               | 1,007         | 0,65               | 1,006       | 0,58               |
|                                       | 3             | 1,024       | 2,43               | 1,025         | 2,51               | 1,024       | 2,43               |

TABLA 1. Resultados (SUV y exactitud(SUV)).

## CONCLUSIÓN

Hemos desarrollado una herramienta que nos permite revisar los resultados de la prueba de calibración de forma rápida y con garantía suficiente para conocer a priori el cumplimiento de las condiciones para revalidar la acreditación.



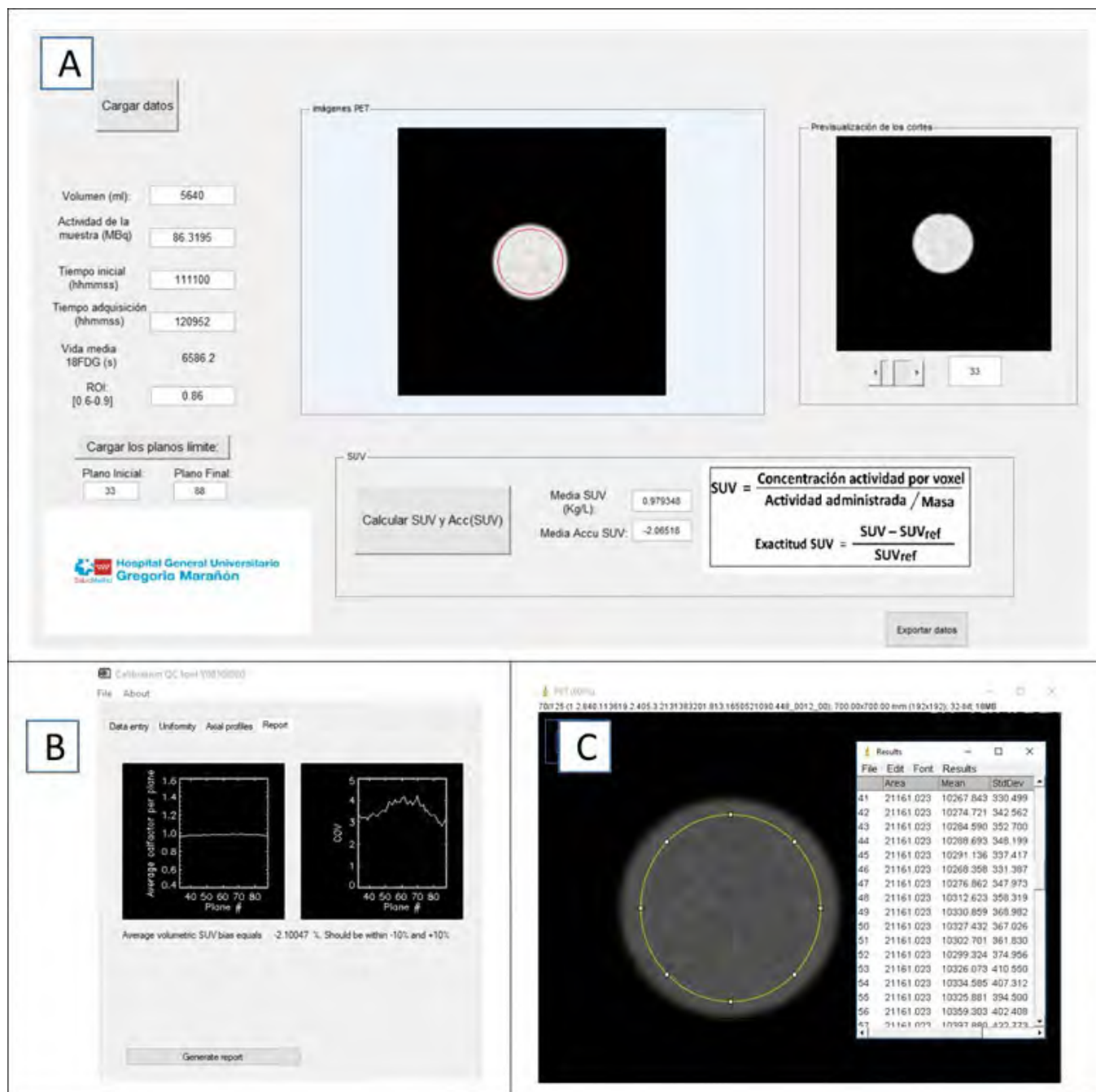


FIGURA 1. A) Herramienta en Matlab, B) Programa EARL, C) Resultados en ImageJ.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> KAALEP A, SERA T, OYEN W, KRAUSE BJ, CHITI A, LIU Y, BOELLAARD R. EANM/EARL FDG-PET/CT ACCREDITATION-SUMMARY RESULTS FROM THE FIRST 200 ACCREDITED IMAGING SYSTEMS. EUR J NUCL MED MOL IMAGING. 2018 MAR;45(3):412-422. DOI: 10.1007/s00259-017-3853-7. EPUB 2017 DEC 1. PMID: 29192365; PMCID: PMC5787222.



# METODOLOGÍA DE MEDICIÓN RÁPIDA DE CURVA DE RESPUESTA DE DETECTOR GAMMAGRÁFICO

Luján Expósito, Á. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Hernández Tébar, E. (1); Buades Forner, M. J. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: CURVA DE RESPUESTA, ATENUACIÓN, LINEALIDAD.

## INTRODUCCIÓN

La disponibilidad de tres equipos SPECT-CT de suministradores y generaciones distintas en el Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca (HCUVA) justifica su caracterización comparativa. Conocer la respuesta a la tasa recibida en una gammacámara resulta importante para interpretar adecuadamente la actividad medida, especialmente ante análisis cuantitativos. NEMA<sup>1</sup> explica un procedimiento basado en el decaimiento de la fuente, alargando las mediciones y análisis a varios días. Geldenhuys et al<sup>2</sup> proponen el uso de una fuente y la disminución de la tasa mediante filtrados con láminas de cobre, requiriendo un número elevado de éstas. Alternativamente presentamos una metodología para caracterizar la curva de respuesta del detector de una gammacámara planar, en un rango tan amplio como se quiera, de manera rápida.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han empleado tres fuentes radiactivas puntuales de Tc-99m, de actividades relacionadas por un factor 5 (10 mCi, 2 mCi, 400 µCi:  $f_i$ ) a fin de cubrir todo el rango de la curva de respuesta de los detectores. Se ha utilizado, además, una fuente puntual del mismo radioisótopo con una actividad de 25 µCi ( $f_h$ ) para establecer la hipótesis de linealidad de la curva de respuesta a baja tasa de cuentas incidentes y estimar las pérdidas a alta tasa. La fuente a medir se ha introducido en un contenedor plomado (5 mm de espesor) sin tapar, ubicando la fuente centrada y tan lejos como sea posible del detector. Procedimiento:

1. Medida de transmisión de los distintos espesores de filtrado ( $e_j$ ):  $\tau_j = \frac{T_j}{T_0}$  usando  $f_h$ , fuente en la que se asume como hipótesis la respuesta lineal del detector debido a su baja actividad.

$$\tau_j = \frac{T_j}{T_0}$$

$T_j = \frac{N_j - N_b}{\Delta t} \cdot \frac{A_0}{A_j}$  son las medidas de tasa detectada corregidas por el fondo,  $N_b$ , y por la actividad en el momento de medida de esa transmisión,  $A_j(t)$ , con  $A_0$  la medida con la menor atenuación y adquisiciones de duración  $\Delta t$ . La medida inicial ( $A_0, T_0$ ) conviene realizarla con un espesor no inferior a 2 mm de Cu, filtrado a partir del cual el espectro de salida es en la práctica indistinguible.

2. Estimación de la tasa esperada para cada fuente,  $f_i$ , y filtrado,  $e_j$ , corregida por decaimiento y transmisión:  $TE_{i,j} = T_j \cdot \frac{A_j(0)}{A_j(t)}$ , con  $A_j(0)$  la actividad durante la medida de estimación de la transmisión.
3. Medida de la tasa observada para cada fuente y filtrado:  $TO_{i,j} = \frac{N_{i,j} - N_b}{\Delta t}$ .

Cuando la medida de fondo es baja se ha observado la suficiencia de adquisiciones de 60 s.

## RESULTADOS

La FIGURA 1 recoge las curvas de respuesta de las tres gammacámaras instaladas en el HCUVA.

## Curva de respuesta

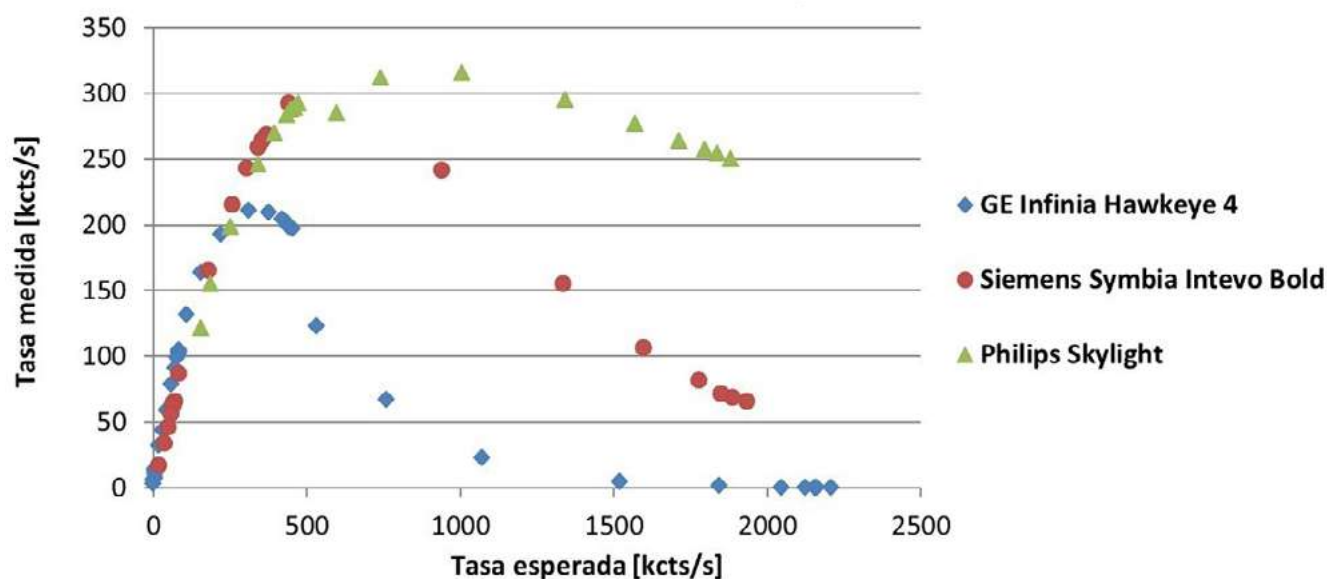


FIGURA 1: Comparación de las curvas de respuesta de las tres gammacámaras disponibles en el HCUVA.

### DISCUSIÓN

La elección de las actividades de las fuentes resulta adecuada para caracterizar la tasa de cuentas observada para un 20% de pérdidas ( $R_{80}$ ), la tasa máxima y el tiempo muerto de los equipos, así como para conocer los rangos de comportamientos paralizables y no paralizables.

### CONCLUSIONES

La combinación de varias fuentes radiactivas y diferentes espesores atenuadores de cobre u otro material caracterizado permite determinar la curva de respuesta en un reducido periodo de tiempo (una hora) y deducir la tasa máxima de recuento,  $R_{80}$  y el tiempo muerto del detector.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> NEMA STANDARDS PUBLICATION UN 1-2007, NEMA, ROSSLYN, 2007

<sup>2</sup> A NEW APPROACH TO NEMA SCINTILLATION CAMERA COUNT RATE CURVE DETERMINATION, E.M. GELDENHUYS, M.G. LÖTTER, P.C. MINNAAR. J NUCLE MED. APR. 1988, 29(4):538-41.

## CALIBRACIÓN DE UN EQUIPO PET/CT PARA ADQUISICIONES DE ESTUDIOS DOSIMÉTRICOS POST-TRATAMIENTO CON MICROESFERAS DE <sup>90</sup>Y SIGUIENDO EL PROTOCOLO QUEST

Carrasco Vela, N. (1); Caraballo, V. J. (2); Calatayud Jordan, J. M. (2); Tejedor Aguilar, N. (3); Chimeno Hernández, J. M. (4); Mingarro Carceller, J. (5); Olivas, C. (2); Perez Enguix, D. (2); Bello Arqués, P. (2); Torres Espallardo, I. (2)

(1) Hospital Clínico de Valencia, (2) Hospital Universitario y Politécnico La Fe, (3) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, (4) Hospital de San Joan d'Alacant, (5) Consorcio Hospital Provincial de Castellón

PALABRAS CLAVE: PET, RADIOEMBOLIZACIÓN, CALIBRACIÓN, <sup>90</sup>Y, QUEST

### INTRODUCCIÓN

A pesar de la baja probabilidad de desintegración a positrones (32 ppm), la alta fracción de coincidencias aleatorias (>90%) y la influencia de los fotones generados por la presencia de <sup>176</sup>Lu en cristales LSO/LYSO, es posible obtener información cuantitativa de la imagen PET con <sup>90</sup>Y (Referencias [1-4], entre otras).



En el estudio QUEST [5] se realizó un análisis multi-institucional que evaluó la cuantificación PET con  $^{90}\text{Y}$ . El objetivo del presente trabajo fue abordar la calibración para  $^{90}\text{Y}$  del equipo PET/CT utilizado en el servicio siguiendo este protocolo, ya que previamente se observaron discrepancias superiores al 25% [6], además de caracterizar los efectos de volumen parcial.

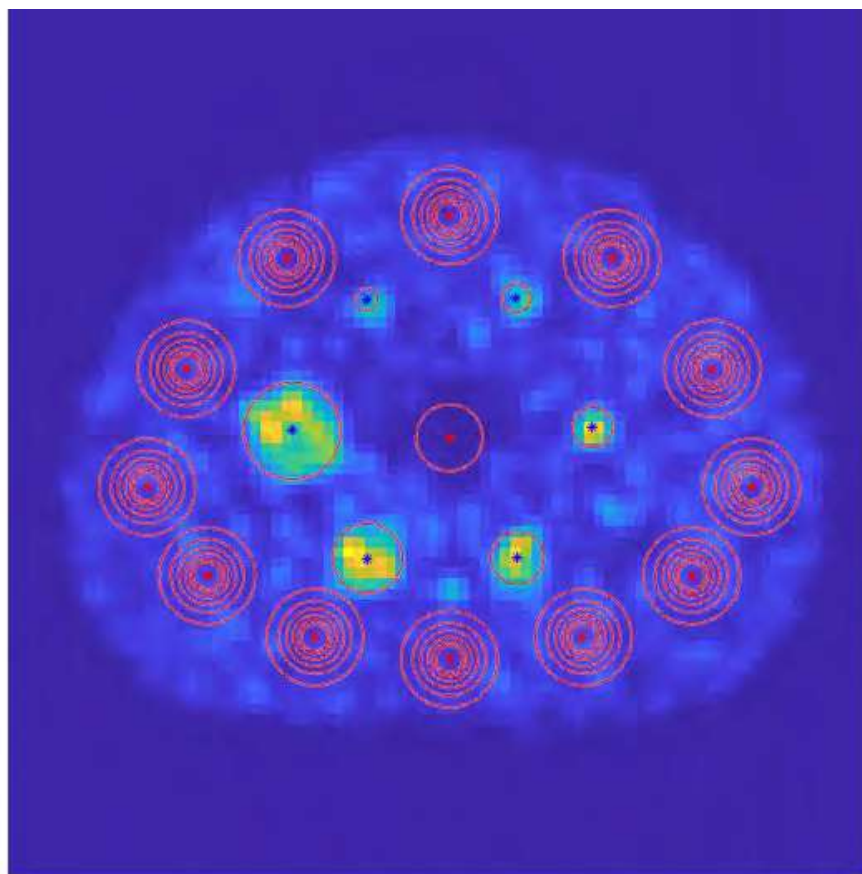
## MATERIALES Y MÉTODOS

El maniquí NEMA-UN-2-2007 fue relleno con 4.4 GBq de cloruro de  $^{90}\text{Y}$  con un cociente de concentraciones esferas:fondo 8:1. Se realizaron adquisiciones en un PET/CT GEMINI TF los días 0,1,2 y 6.

Las imágenes PET proporcionan la concentración de actividad una vez corregida por la probabilidad de desintegración a positrones (BR) del isótopo seleccionado y la desintegración a lo largo del tiempo de adquisición. Dado que nuestro PET no dispone del isótopo  $^{90}\text{Y}$ , se introdujo uno ficticio sin corrección por tiempo de desintegración y  $\text{BR}=1$ . Así, la concentración de actividad reconstruida solo debe corregirse por el BR del  $^{90}\text{Y}$  ( $\text{BR}=3.2 \times 10^{-5}$ ).

Los efectos de volumen parcial se estimaron a través de los coeficientes de recuperación ("recovery coefficient", RC) de las esferas calientes. Las esferas se segmentaron en el CT utilizando el diámetro teórico (37, 28, 22, 17, 13 y 10 mm), se propagaron al PET y se corrigió por fondo.

Se midió la concentración de actividad en 12 esferas de cada tamaño situadas en el compartimento de fondo (FIGURA 1) y su variabilidad ("background variability", BV). Se determinó también la concentración de actividad en cinco regiones circulares centradas en el inserto frío, equidistantes del plano central de las esferas y de diámetro igual a mitad del diámetro del cilindro.



**Figura 1.** Corte transversal de la imagen PET correspondiente al día 0 en la que se muestran las regiones de interés consideradas.

## RESULTADOS

Las Figuras 2a y 2b muestran la desviación de la concentración de actividad medida en el fondo y su variabilidad. La FIGURA 2c representa la concentración de actividad en el inserto frío. La FIGURA 2d muestra los RC el día 0.

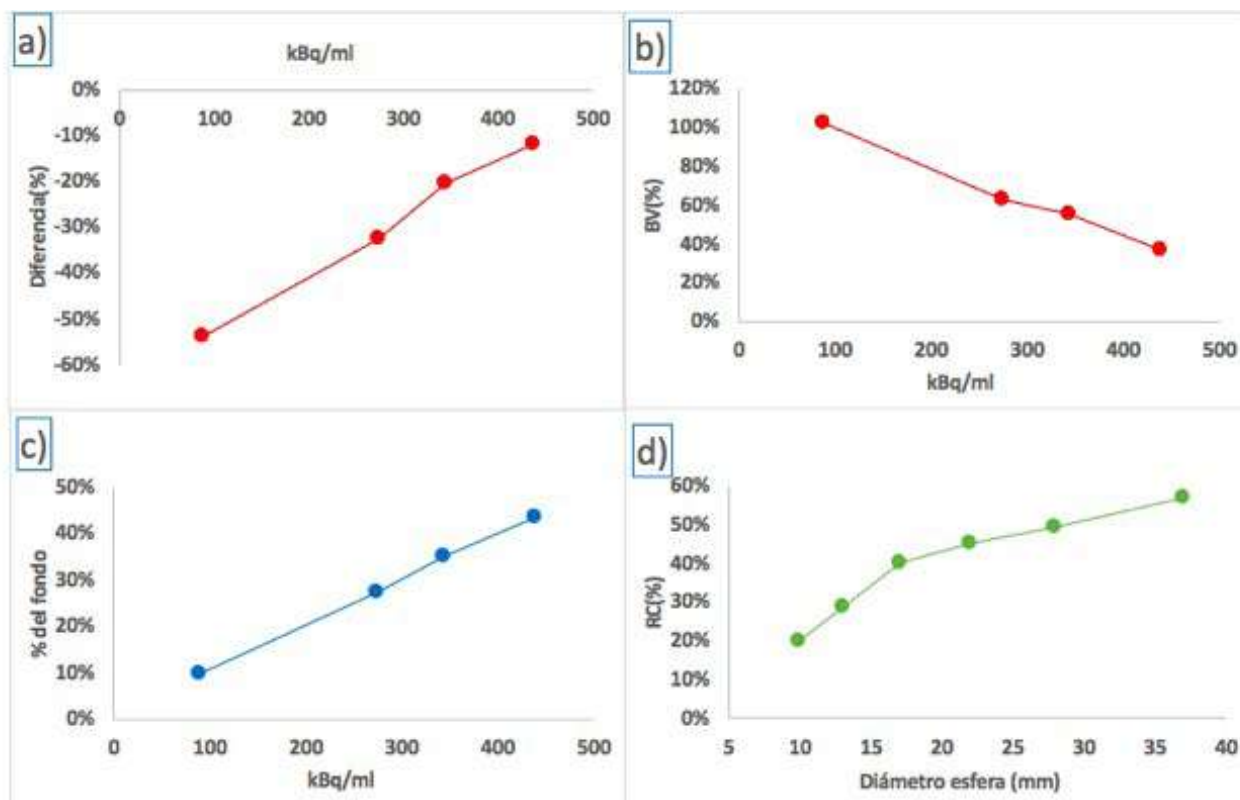


Figura 2: a) desviación de la concentración de actividad medida, b) variabilidad del fondo y c) % de actividad en el cilindro frío respecto al fondo en función de la concentración de actividad en el fondo. d) RC en función del volumen para el día 0.

## DISCUSIÓN

Nuestros resultados son consistentes con los de [5] para PET GEMINI TF. La actividad medida se infraestima 10-30% para concentraciones de actividad en el rango de las usuales en tratamientos de radioembolización.

## CONCLUSIONES

Estimar la capacidad del PET de reproducir la actividad de  $^{90}\text{Y}$  es crucial en los casos donde hay incertidumbre en la actividad administrada y es necesario recurrir a dosimetría absoluta en la verificación post-tratamiento.

Por otra parte, hemos observado que hasta un 40% de la actividad de fondo puede medirse erróneamente en el inserto frío lo que puede dar lugar a una sobreestimación de dosis en regiones sanas.

Finalmente, la dosimetría de regiones con volumen superior a 22 mm de diámetro implica RC superiores al 50% mientras que volúmenes inferiores son prácticamente indetectables en la imagen PET.

## REFERENCIAS

1. LHOMMEL R, VAN ELBMT L, GOFFETTE P, ET AL. FEASIBILITY OF Y90 TOF PET-BASED DOSIMETRY IN LIVER METASTASIS THERAPY USING SIR- SPHERES. EUR J NUCL MED MOL IMAGING 2010; 37:1654-1662.
2. PASCIAC AS, BOURGEOIS AC, BRADLEY YC. A COMPARISON OF TECHNIQUES FOR 90Y PET/CT IMAGE-BASED DOSIMETRY FOLLOWING RADIOEMBOLIZATION WITH RESIN MICROSPHERES. FRONTIERS IN ONCOLOGY (2014) 4(121): 1-10.
3. WILLOWSON KP, FORWOOD N, JAKOBY BW, ET AL. QUANTITATIVE Y90 IMAGE RECONSTRUCTION IN PET. MED PHYS 2012; 39(11):7153- 7159.
4. THOMAS CARLIER, KATHY P. WILLOWSON, EUGENE FOURKAL, DALE L. BAILEY, MOHAN DOSS, AND MAURIZIO CONTI. SUP90/SUPY -PET IMAGING: EXPLORING LIMITATIONS AND ACCURACY UNDER CONDITIONS OF LOW COUNTS AND HIGH RANDOM FRACTION. MEDICAL PHYSICS, 42(7):4295-4309, JUN 2015. DOI: 10.1118/1.4922685.





- <sup>5</sup> S. WILLOWSON KP, TAPNER M, AND BAILEY DL. A MULTICENTRE COMPARISON OF QUANTITATIVE 90Y PET/CT FOR DOSIMETRIC PURPOSES AFTER RADIOEMBOLIZATION WITH RESIN MICROSPHERES. EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING 2015 MAY; 42:1202{22. DOI: 10.1007/s00259-015-3059-9. AVAILABLE FROM: [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/S00259-015-3059-9](https://doi.org/10.1007/s00259-015-3059-9)
- <sup>6</sup> IMAGE-BASED DOSIMETRY OF TUMORAL AND NORMAL TISSUE USING POST-RADIOEMBOLIZATION 90Y PET/CT. JOSE MARIA CHIMENO HERNANDEZ ET AL. COMUNICACIÓN EN EL 6º CONGRESO CONJUNTO SEFM/SEPR BURGOS 2019 ([HTTPS://PLATAFORMA.CONGRESOSEFMSEPR.ES/Event/1/Contributions/215/](https://plataforma.congresosefmsepr.es/Event/1/Contributions/215/))

## PRUEBAS TOMOGRAFICAS EN LA GAMMACAMARA CZT GE STARGUIDE

Seoane Ramallo, A. (1); Pie Padro, S. (1); Naise Tapia, I. (2); Herreras Guerrero, F. J. (2); Castillo Martinez, M. E. (3); Aguade Bruix, S. (2) (1) Servicio Física I P.R. Hospital Universitario Vall de Hebron. Barcelona, (2) Servicio Medicina Nuclear. Hospital Universitario Vall de Hebrón. Barcelona, (3) Hospital Universitario Vall de Hebrón. Barcelona

PALABRAS CLAVE: GAMMACÁMARA, CZT, STARGUIDE, TOMOGRAFÍA

### INTRODUCCIÓN

La gammacámara SPECT/CT General Electric Starguide es un modelo digital introducido recientemente con tecnología de semiconductores. Consta de 12 detectores de telururo de cadmio-zinc de 27.5 cm de longitud dispuestos en configuración de anillo. Cada detector hace un barrido en abanico, que combinado con un giro del gantry de 25°, permite un campo de visión de 80 cm de diámetro.

Cada detector posee movimiento radial para adaptarse al contorno del paciente y una función FOCUS para enfocar los detectores al volumen de interés.

Estas gammacámaras solo realizan detecciones SPECT o SPECT/CT, y por tanto suponen una evolución sustancial con respecto al diseño clásico de cabezal múltiple tipo Anger.

El propósito de este trabajo es presentar las pruebas tomográficas realizadas en esta cámara: uniformidad (UT), contraste tomográfico (CT) y resolución tomográfica sin dispersión (RT).

### MATERIAL Y MÉTODOS

La tabla 1 muestra el maniquí utilizado en cada prueba, así como las características de reconstrucción. Todas las pruebas se hicieron con Tc-99m y tamaño de pixel de 2.46 mm. El algoritmo utilizado fue el Q.Clear, que tiene en cuenta la función de dispersión de punto (Recovery Resolution). Además, se ha usado la opción de reconstrucción RDP y el filtrado Clarity 3D power 0.01.

| PRUEBA | MANIQUÍ                       | PROTOCOLO ADQUISICIÓN | PROTOCOLO RECONSTRUCCIÓN                | PARAMETROS SUAVIZADO                        |
|--------|-------------------------------|-----------------------|-----------------------------------------|---------------------------------------------|
| UT     | Cilíndrico                    | BONE TORSO<br>5 min   | BONE TORSO<br>Q.Clear (10i, 10s)        | • RDP( $\gamma=2.0$ , $\beta= 0.05 - 1.0$ ) |
| CT     | JASZCZAK<br>esfera<br>15.9 mm | JASZCZAK<br>5 min     | BONE TORSO<br>Q.Clear (10i, 10s)        | • RDP( $\gamma=2.0$ , $\beta= 0.05 - 1.0$ ) |
| RT     | Puntual                       | NEMA SnS<br>5 min     | NEMA<br>RESOLUTION<br>Q.Clear (10i, 8s) | • RDP( $\gamma=2.0$ , $\beta= 1E-5$ )       |

TABLA 1. Maniquí, protocolos de adquisición y reconstrucción, y parámetros de suavizado utilizados en cada prueba

Se exploró la variación de la uniformidad tomográfica con el tiempo de exploración (2, 5 y 15 min) y con la función FOCUS.

Se presentan también los valores de los parámetros de una gammacámara Anger GE Discovery 670 NM/CT, donde el algoritmo utilizado fue el OSEM (4i,32s) con filtro de Butterworth ( $\omega=1$ , power=10) y tamaño de pixel de 4.42 mm, excepto para la resolución tomográfica que fue de 2.45 m sin filtro de suavizado.





El cálculo de los parámetros de UT, CT y RT se hizo en ImageJ, con el plugin NMQC de la IAEA v1.00 (2017). Se calculó la uniformidad integral y el contraste máximo en función del parámetro beta, y el FWHM como medida de la resolución tomográfica, promediado en las direcciones X e Y.

## RESULTADOS

La tabla 2 resume los parámetros obtenidos.

| PRUEBA | PARÁMETRO                        | GE STARGUIDE                                    | GE DISCOVERY 670 |
|--------|----------------------------------|-------------------------------------------------|------------------|
| UT     | Uniformidad tomográfica integral | 6.9 % ( $\beta=1.0$ ) - 12.0 % ( $\beta=0.05$ ) | 13.2 %           |
| CT     | Contraste máximo                 | 8.8 % ( $\beta=1.0$ ) – 14.5 % ( $\beta=0.05$ ) | 25.3 %           |
| RT     | FWHM                             | 4.45 mm                                         | 4.91 mm          |

TABLA 2. Valores de uniformidad tomográfica integral, contraste máximo y resolución tomográfica (FWHM) para la gammacámara CZT GE Starguide y la tipo Anger GE Discovery 670

El uso de la función FOCUS empeoró la UT en un 4.2 % y un 2.6 % para las exploraciones de 2 y 5 min respectivamente, pero no para la exploración de 15 min.

## DISCUSIÓN

El nuevo modelo de gammacámara mejora ligeramente la resolución y uniformidad tomográficas utilizando un tiempo de exploración 7 veces menor.

Sin embargo, los valores del contraste determinados con el maniquí de lesiones frías resultan ser más bajos, y probablemente se podrían mejorar aumentando el tiempo de exploración.

El uso de la función FOCUS no empeoró sensiblemente la uniformidad para las exploraciones de más de 5 min.

## CONCLUSIONES

La nueva gammacámara disponible en el mercado presenta características tomográficas superiores al modelo tipo Anger disponible en nuestro servicio, y permite realizar exploraciones SPECT y SPECT/CT en tiempos mucho más reducidos.

Los tiempos de las exploraciones clínicas deben ser estudiados para evitar una reducción del contraste que empeore la detección de lesiones.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> IAEA HUMAN HEALTH SERIES NO. 6 STI/PUB/1394 (2009)

<sup>2</sup> DESMONTS C, BOUTHIBA M.A, ENILORAC B, NGANO A C, AGOSTINI D AND AIDE N. EVALUATION OF A NEW MULTIPURPOSE WHOLE BODY CZT-BASED CAMERA: COMPARISON WITH A DUAL- HEAD ANGER CAMERA AND FIRST CLINICAL IMAGES. EJNMPI PHYSICS (2020) 7:18



## ELABORACIÓN DE MANIQUÍ DE INUNDACIÓN DE ESTRELLA PARA LA MEDICIÓN DE LA MTF DE GAMMACÁMARA EN CONDICIONES EXTRÍNSECAS

Jiménez Rubio, P. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Exposito, Á. (1); Hernández Tébar, E. (1); González López, A. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: MTF, GAMMAGRAFÍA, PATRÓN ESTRELLA

### INTRODUCCIÓN

La MTF es una función apropiada para caracterizar de manera global la respuesta de un detector de imagen. La obtención a partir del análisis de imágenes obtenidas de fuente radiactiva lineal es el procedimiento habitual [1]. Recientes trabajos han demostrado la superioridad de otros patrones (barras o estrellas) [2] en la disminución de la incertidumbre asociada al cálculo de la MTF. Hemos desarrollado un maniquí de inundación con geometría de estrella para la medición y comparación de resultados con estimaciones con fuente lineal.

### MATERIALES Y MÉTODO

Se ha utilizado una gammacámara Siemens Symbia Intevo Bold. Se ha fabricado el maniquí ad hoc mediante impresión 3D (fig. 1-a) con precisión 0,1mm, con fuente de 10 mCi de Tc99m en disolución (30mL) y realizado una adquisición estática de 25 minutos con maniquí en contacto. Para el análisis se ha utilizado el algoritmo de MatLab® de A. González [2], considerando los armónicos 1, 3, 5 y 7 (fig. 2).

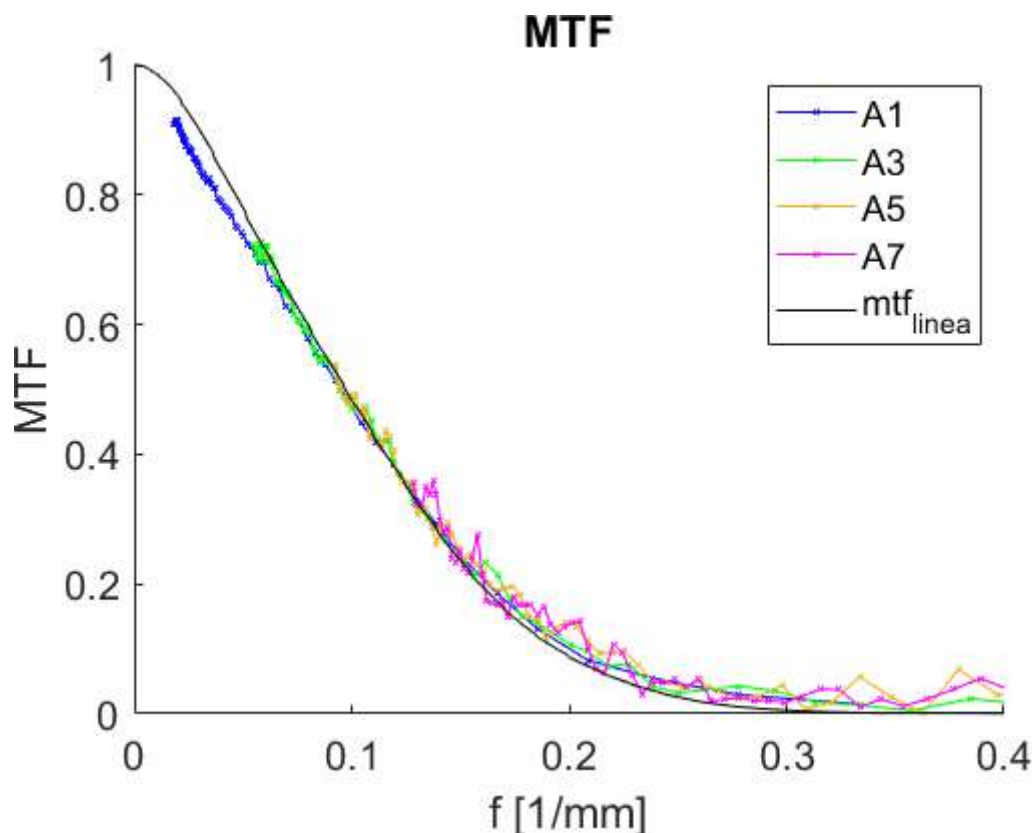
Se ha realizado una medida y análisis de adquisición de fuente lineal (0,5mm diám.) con 3 mCi de Tc99m de 5 minutos en un eje principal con desviación de 2°, calculando la MTF con plugin COQ [3] (fig. 2).





## RESULTADOS

La figura 2 recoge la comparación de ambas MTF considerando frecuencias inferiores a 0,4 pl/mm, aunque usando el séptimo armónico con el maniquí de estrella podemos llegar hasta las 2,4 pl/mm, descartado por el alto ruido que presenta.



## DISCUSIÓN

La coincidencia de ambos procedimientos es un primer indicativo de la validez este método de medida nuevo. La estimación con maniquí de estrella es más ruidoso en estas condiciones. El resultado del maniquí de estrella expresa un resultado espacial y direccionalmente más significativo, mientras que el resultado de la fuente lineal estima la MTF en una dirección concreta. El procedimiento de adquisición con maniquí de inundación es más laborioso para garantizar la uniformidad de la mezcla y las medidas de protección radiológica son más importantes. El particular procedimiento de generación de imágenes en gammagrafía como suma de eventos individuales hace que la distribución del ruido no esté correlacionada y que no se aprecien efectos de borde fuera de rangos de saturación, sumado al modo de localización de los efectos que actúa como filtrado de paso baja, hacen que la fuente lineal tenga un resultado mucho más suave que respecto a procedimientos más extensos espacialmente.

## CONCLUSIONES

Las dificultades asociadas a la adquisición por el procedimiento propuesto lo hacen en la práctica más difícil de implementar. Queda abierta la posibilidad de mejorar la calidad de construcción del maniquí, aumentando la resolución de la impresión para poder evaluar hasta donde llegan las posibilidades del sistema método aplicado.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SEFM-SEMNIM-SEPR (2021). PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN DE MEDICINA NUCLEAR, VERSIÓN 2020.
- <sup>2</sup> GONZÁLEZ-LÓPEZ, A., & RUIZ-MORALES, C. (2015). MTF DETERMINATION FROM A STAR BAR PATTERN IMAGE. MEDICAL PHYSICS, 42(9), 5060-5065.
- <sup>3</sup> DONINI, B., RIVETTI, S., LANCONELLI, N., & BERTOLINI, M. (2014). FREE SOFTWARE FOR PERFORMING PHYSICAL ANALYSIS OF SYSTEMS FOR DIGITAL RADIOGRAPHY AND MAMMOGRAPHY. MEDICAL PHYSICS, 41(5), 051903.

## EFFECTO DE LA DISTANCIA FUENTE-DETECTOR EN LA RESOLUCIÓN DE ESPACIAL DE LA IMAGEN GAMMAGRÁFICA

Jiménez Rubio, P. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Exposito, Á. (1); Hernández Tébar, E. (1); González López, A. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: MTF, GAMMAGRAFÍA, MANIQUÍ LINEAL

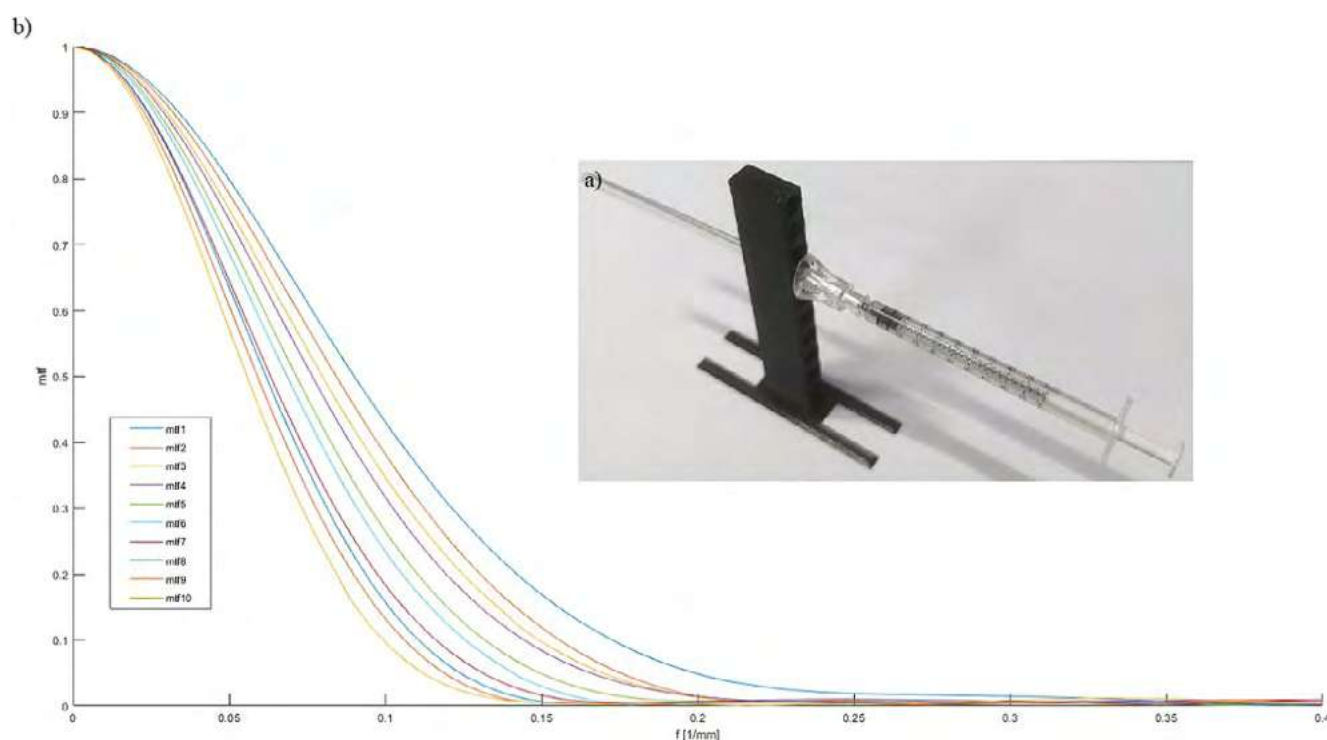
### INTRODUCCIÓN

Minimizar la distancia paciente-detector es fundamental para mejorar la resolución de la imagen gammagráfica. En este trabajo caracterizamos teóricamente y cuantificamos empíricamente el efecto de la distancia en la resolución de un equipo SPECT mediante análisis de perfil y MTF en maniquí de fuente lineal con Tc99m.

### MATERIALES Y MÉTODO

Utilizamos una gammacámara GE Infinia Hawkeye 4. Fabricamos un soporte por impresión 3D para sostener la fuente. Utilizamos 3mCi de Tc99m, en aguja 21G (0,5mm diám.) y 9cm de longitud, paralela al detector (fig. 1a). Realizamos adquisiciones estáticas de 5min para distancias fuente-detector  $d$  de 1-10cm con pasos de 1cm y colimador LEHR, analizando las MTF con plugin COQ [1] y cuantificando para los indicadores  $f_{10}$  y  $f_{50}$  de caída de las MTF a 0,9 y 0,5 respectivamente.

Analizamos y demostramos cómo el efecto en la LSF de la fuente, en buena aproximación gaussiano [2], es lineal con  $d$  (FWHM es proporcional a  $d$ ), y cómo el efecto sobre la MTF (y así sobre  $f_{10}$  y  $f_{50}$ ) es e inversamente proporcional a  $d$ .

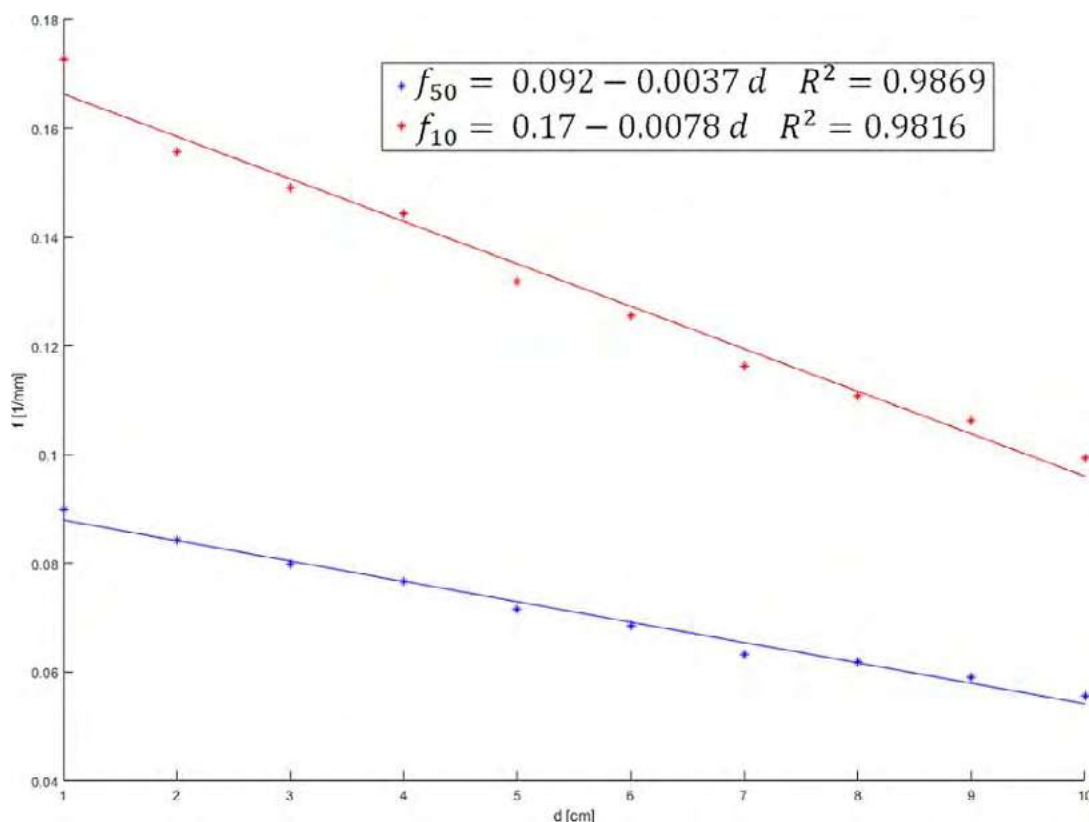


### RESULTADOS

Asumiendo que la LSF, se ajusta razonablemente a una gaussiana [2], el efecto de  $d$  se traduce en un coeficiente de su anchura. La TF sobre la LSF conlleva un factor de proporcionalidad inverso de  $d$  sobre cada valor de MTF, verificado empíricamente analizando los valores  $f_{10}$  y  $f_{50}$ .



La figura 1 recoge las MTF para las 10 distancias, apreciándose la pérdida de resolución con d. Los indicadores  $f_{10}$  y  $f_{50}$ , interpolados linealmente con valores vecinos de la MTF (fig. 2) reflejan un comportamiento lineal decreciente con pendientes 0,0037 y 0,0078 p/mm por centímetro de d.



## DISCUSIÓN

Caracterizar el perfil de la fuente lineal como una gaussiano está ampliamente reflejada en la bibliografía, y la utilización de FWHM para cuantificar la resolución espacial extrínseca del sistema (REE) [2].

Caracterizar de los valores de  $f_{10}$  y  $f_{50}$ , extrapolables a otras distancias por su comportamiento lineal, y la caracterización de FWHM con d, permiten realizar mediciones de REE y MTF a la d conveniente en cada caso. Estos resultados cuantifican el efecto de la pérdida de REE con d y abundan en el conocimiento del efecto sobre la imagen del colimador utilizado, caracterizado como lineal sobre FWHM, y consecuentemente sobre  $f_{10}$  y  $f_{50}$ .

## CONCLUSIONES

Se ha demostrado teóricamente y comprobado empíricamente el efecto de pérdida de resolución espacial linealmente con d, proporcional para FWHM e inversamente proporcional para MTF. Se han caracterizado  $f_{50}$  y  $f_{10}$  en esta gammacámara con colimador LEHR para un rango de d 1-10cm. Se ha presentado un procedimiento útil para conocer el efecto, dado un equipo y un isótopo con condiciones de adquisición concretas, del colimador sobre la resolución con d.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DONINI, B., RIVETTI, S., LANCONELLI, N., & BERTOLINI, M. (2014). FREE SOFTWARE FOR PERFORMING PHYSICAL ANALYSIS OF SYSTEMS FOR DIGITAL RADIOGRAPHY AND MAMMOGRAPHY. MEDICAL PHYSICS, 41(5), 051903.
- <sup>2</sup> SEFM-SEMNIM-SEPR, PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN DE MEDICINA NUCLEAR VERSIÓN 2020. (2021).





## CONTROL DE CALIDAD DE PROTOCOLOS CLÍNICOS EN MEDICINA NUCLEAR

Agüera Rodríguez, R. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Cañadas Salazar, J. C. (1); Montes Fuentes, C. (1); Benito García, J. C. (1); Escobar Corominas, I. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Ramos Pachó, J. A. (1); Tenllado Baena, E. (1); Granado Alonso, L. (1); García Repiso, S. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

**PALABRAS CLAVE:** PET, SPECT, CONTROL DE CALIDAD, GAMMAGRAFÍA, PROTOCOLO CLÍNICO

### INTRODUCCIÓN

Al realizar un estudio comparativo entre imágenes de pacientes de Medicina Nuclear es esencial que la adquisición y la reconstrucción en todos ellos sea en las mismas condiciones, para poder asegurar una correcta intercomparación de los resultados.

Se pretende justificar la necesidad de un control clínico de los protocolos utilizados en el diagnóstico de pacientes de Medicina Nuclear, complementando a los controles de calidad propios de los equipos presentes en estos servicios.

### MATERIAL Y MÉTODOS

El servicio de Medicina Nuclear del Hospital Universitario de Salamanca tiene un equipo PET y tres gammacámaras SPECT/CT, contando dos de ellas con el protocolo de SPECT/CT cuantitativo xQuant de Siemens Healthcare®.

Se analizaron estudios de SPECT cardíaco con 99mTc-DPD procedentes de 40 pacientes cuyas imágenes habían permitido el diagnóstico positivo de amiloidosis cardíaca, adquiridos entre enero y octubre de 2022. Las imágenes habían sido obtenidas indistintamente en las dos gammacámaras que contaban con xQuant (11 en gammacámara 1, 29 en gammacámara 2).

Por otro lado, se analizaron 68 estudios PET tras terapia CAR-T con fechas de adquisición entre abril de 2019 y julio de 2021. Todos los pacientes de ambos estudios pretendían ser incluidos en respectivos estudios clínicos.

Se obtienen los datos de adquisición y procesado de los estudios analizando las cabeceras DICOM mediante un programa de desarrollo propio en Matlab.

### RESULTADOS

En aquellos pacientes de gammagrafía cardíaca cuya adquisición se tomó en la gammacámara 2 los parámetros de reconstrucción son constantes (OSCGMM,48i,1s\Gauss,10.00mm). Sin embargo, esto no sucede en la gammacámara 1, donde se observan pacientes reconstruidos con dos protocolos diferentes (OSCGMM\_Z,24i,2s\Gauss,10.00mm y OSCGMM, 60i,1s\Gauss,10.00mm) y que además, no coincide ninguno de ellos con el utilizado en la gammacámara 2.

En los estudios PET no se observó ninguna variación en los parámetros de adquisición y procesado. La diferencia más notable fue el tiempo entre la administración del radiofármaco y la adquisición del estudio, que osciló entre 51 y 74 minutos.

### DISCUSIÓN

Se comprueba que en la gammacámara 1 los pacientes a partir de una fecha determinada han sufrido cambios en el método de reconstrucción. Dicha fecha coincide con una reinstalación del software del sistema, lo cual pudo conllevar a un cambio en los parámetros de reconstrucción.

Aunque la gammacámara 2 ha conservado el mismo método de reconstrucción en todos los pacientes analizados, este no coincide con los dos utilizados en la gammacámara 1. Sería necesario realizar una nueva reconstrucción común a todos ellos.

De los estudios PET analizados, 6 superan las tolerancias establecidas en las guías de la Sociedad Europea de Medicina Nuclear (EANM) con respecto al tiempo transcurrido entre la administración y la adquisición del estudio que se establece entre 55 y 75 minutos.

### CONCLUSIONES

Se ha justificado la necesidad de un control de calidad de los protocolos clínicos utilizados en la adquisición y procesado, añadido al control de calidad propio de los equipos. Esto permite una fácil evaluación e intercomparación entre pacientes si se precisara.



## CARACTERIZACIÓN DE UN COLIMADOR MULTIPINHOLE DE ALTA ENERGÍA EN UN EQUIPO U-SPECT/PET/CT DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES PRECLÍNICAS DE PEQUEÑOS ANIMALES DE FORMA DUAL

Echegoyen Ruiz, P. (1); Prieto Azcárate, E. (1); Ecay Ilzarbe, M. (1); Cuenca Bandín, T. (1); Collantes Martínez, M. (1); Peñuelas Sánchez, I. (1); Martí Climent, J. M. (1)

(1) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: IMÁGENES DE ANIMALES, COLIMADOR DE ALTA ENERGÍA, SPECT, PET, RESOLUCIÓN ESPACIAL, SENSIBILIDAD, ADQUISICIÓN DUAL.

### OBJETIVO

El equipo U-SPECT/PET/CT MiLabs Clase E es un tomógrafo de adquisición de imágenes para animales pequeños con colimadores intercambiables. El colimador multi-pinhole HE-GP permite la adquisición de fotones de alta energía como los fotones de 511 keV de aniquilación de positrones, permitiendo así la adquisición de imágenes PET y SPECT de forma simultánea.

Caracterizar la sensibilidad, resolución energética, uniformidad y resolución espacial del equipo U-SPECT/PET/CT de MiLabs con colimador HE-GP para F18 y Tc99m.

### MÉTODOS

Para caracterizar la sensibilidad y la resolución energética, se han utilizado fuentes puntuales de aproximadamente  $3.9 \pm 0.6$  MBq, con una adquisición de 5 minutos en una posición de cama. La fuente de F18 se insertó en el maniquí customizado. En todos los casos la medida se repitió 5 veces para obtener la incertidumbre estadística. Para la caracterización de la uniformidad se utilizó una jeringa de 1.5 cm de diámetro y 1.5 cm de largo con una concentración de 5 MBq/mL. Se midió durante 1 hora en 18 posiciones de cama, y se evaluó la uniformidad como:

$$U = 100 / \left( \frac{\text{max} - \text{min}}{\text{max} + \text{min}} \right),$$

con máximo y mínimo de una región centrada en el volumen.

Para la resolución espacial se ha hecho uso del fantoma Derenzo modelo 850.500 para Tc99m y 10111-21-2-018 para F18, rellenándolos con una concentración de 30 MBq/mL y 25 MBq/mL y se midieron durante 1 hora con 11 posiciones de cama, evaluándose el patrón de forma visual.

Se ha realizado una adquisición simultánea de Tc99m y F18, adquiridas en un maniquí con dos cavidades, una interior de 1.5 mL para el F18 y una exterior contigua de 9 mL para el Tc99m, que permite así la aniquilación de los positrones en el propio líquido del Tc99m. Las concentraciones utilizadas fueron 44 uCi/mL y se midió durante 1 hora con 11 posiciones de cama.

En todos los casos la adquisición de las imágenes se realizó en modo lista y se reconstruyó según los protocolos habituales en animales, con algoritmo SROSEM (10 iteraciones, 128 subsets), con un tamaño de pixel de 0.6 mm y 0.4 mm para F18 y Tc99m respectivamente, y un filtrado gaussiano de 0.8 mm para el F18 y 0.6 mm para el Tc99m.

### RESULTADOS

Se han obtenido unas sensibilidades del  $0.664 \pm 0.005$  % para el Tc99m y de  $0.403 \pm 0.006$  % para el F18. Las resoluciones energéticas obtenidas fueron de  $11.67 \pm 0.02$  % y  $9.12 \pm 0.03$  % en ambos isótopos. Las uniformidades espaciales fueron del 79% y del 66%. En el Tc99m se diferencia el patrón de cilindros de 0.8 mm de diámetro, mientras que para el F18 se diferencia el de 1.1 mm (FIGURA 1). En el maniquí de doble cavidad, se diferencian los dos radioisótopos adquiridos de forma conjunta sin interferencia entre (FIGURA 2).

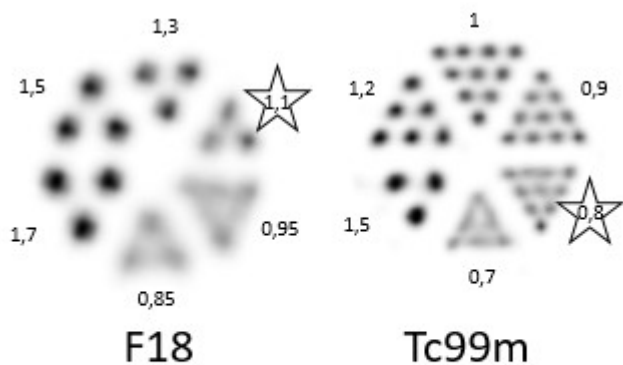


Figura 1. Imágenes de los maniquíes de resolución espacial para F18 y Tc99m.

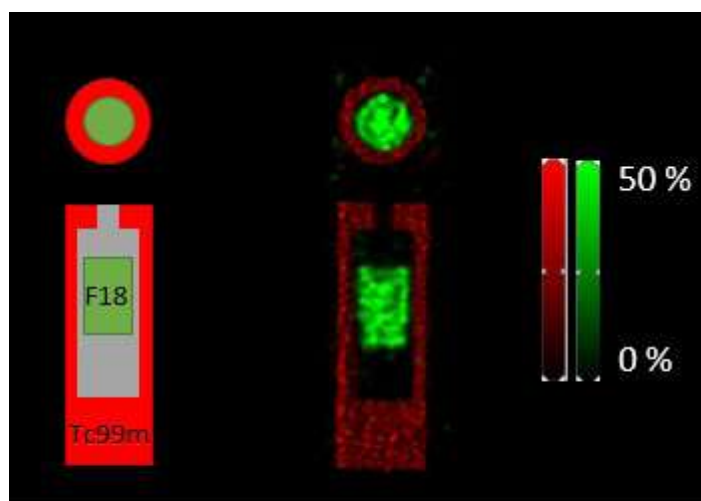


Figura 2. Esquema del maniquí e imagen obtenida.

#### CONCLUSIÓN

Se han caracterizado el equipo USPECT/PET/CT MiLabs Clase E para los isótopos de Tc99m y F18. Se ha demostrado la capacidad del equipo para adquirir imágenes duales PET/SPECT con calidad de imagen adecuada.



## CARACTERIZACIÓN DE UNA GAMMACÁMARA (GC) PARA LA SIMULACIÓN DE ESTUDIOS DE NEUROTRANSMISIÓN CON TÉCNICAS MONTE CARLO

Rochera Alba, J. P. (1); Serrano Rueda, S. (1); Tudela Fernández, R. (2); Ros, D. (3); Pavía, J. (4); Niñerola Baizán, A. (4)

(1) Sección de Física Médica-Oncología Radioterápica-Hospital Clínic de Barcelona (HCB), (2) CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina, Instituto de Salud Carlos III, (3) Department of Biomedicine, Institut d'Investigacions Biomèdiques August Pi i Sunyer (IDIBAPS), Faculty of Medicine, University of Barcelona, (4) Servei de Medicina Nuclear-Hospital Clínic de Barcelona (HCB)

PALABRAS CLAVE: CARACTERIZACIÓN DE UNA GAMMACÁMARA SIMULACIÓN MONTE CARLO ESTUDIO DE NEUROTRANSMISIÓN EFICIENCIA DE DETECCIÓN PSF BRANCHING RATIO AJUSTE POR MÍNIMOS CUADRADOS I-123 F-18 Tc-99m

### INTRODUCCIÓN

En el ámbito clínico, es importante determinar con precisión parámetros clínicos que puedan indicar cambios en un diagnóstico de patología. La simulación Monte Carlo es esencial para esta tarea. Además, permite obtener proyecciones similares a las obtenidas por adquisición SPECT con una cámara gamma (GC). Para realizar estudios simulados es necesario caracterizar la GC con inputs que definan su eficiencia de detección y la influencia de su Point Spread Function (PSF). El presente trabajo presenta una metodología para caracterizar una GC de manera sencilla y universal para realizar estudios simulados de neurotransmisión.

### MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio se utilizaron dos tipos de GC Siemens: Symbia Intevo Bold y E.Cam. Para simular estudios de neurotransmisión con  $^{123}\text{I}$ , se necesita definir la respuesta de la eficiencia a baja y alta energía. Se propone un modelo de superposición que asocia la componente de baja energía del  $^{123}\text{I}$  con el  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  y las energías superiores del  $^{123}\text{I}$  con el  $^{18}\text{F}$ , asignándoles los valores de Branching Ratio a sus coeficientes proporcionales. La eficiencia del modelo será determinada por esta asociación:

$$\epsilon_{\text{I}} = a_{\text{teo}} \epsilon_{\text{Tc}} + b_{\text{teo}} \epsilon_{\text{F}}$$

donde  $a_{\text{teo}} = 0,97$ ;  $b_{\text{teo}} = 0,03$  y  $\epsilon$  es la eficiencia.

La eficiencia se define a partir de la siguiente ecuación:

$$\epsilon = \frac{N}{A}$$

donde N es el número neto de cuentas por segundo (cps) y A es la actividad (mCi). La actividad se elige como la máxima que proporciona un valor de eficiencia constante. Se adquirieron imágenes estáticas de los 3 radioisótopos en las GC mencionadas para determinar la eficiencia.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la fig.1.izq representamos la eficiencia en función de la distancia fuente-colimador para las medidas experimentales y el modelo propuesto en (1):

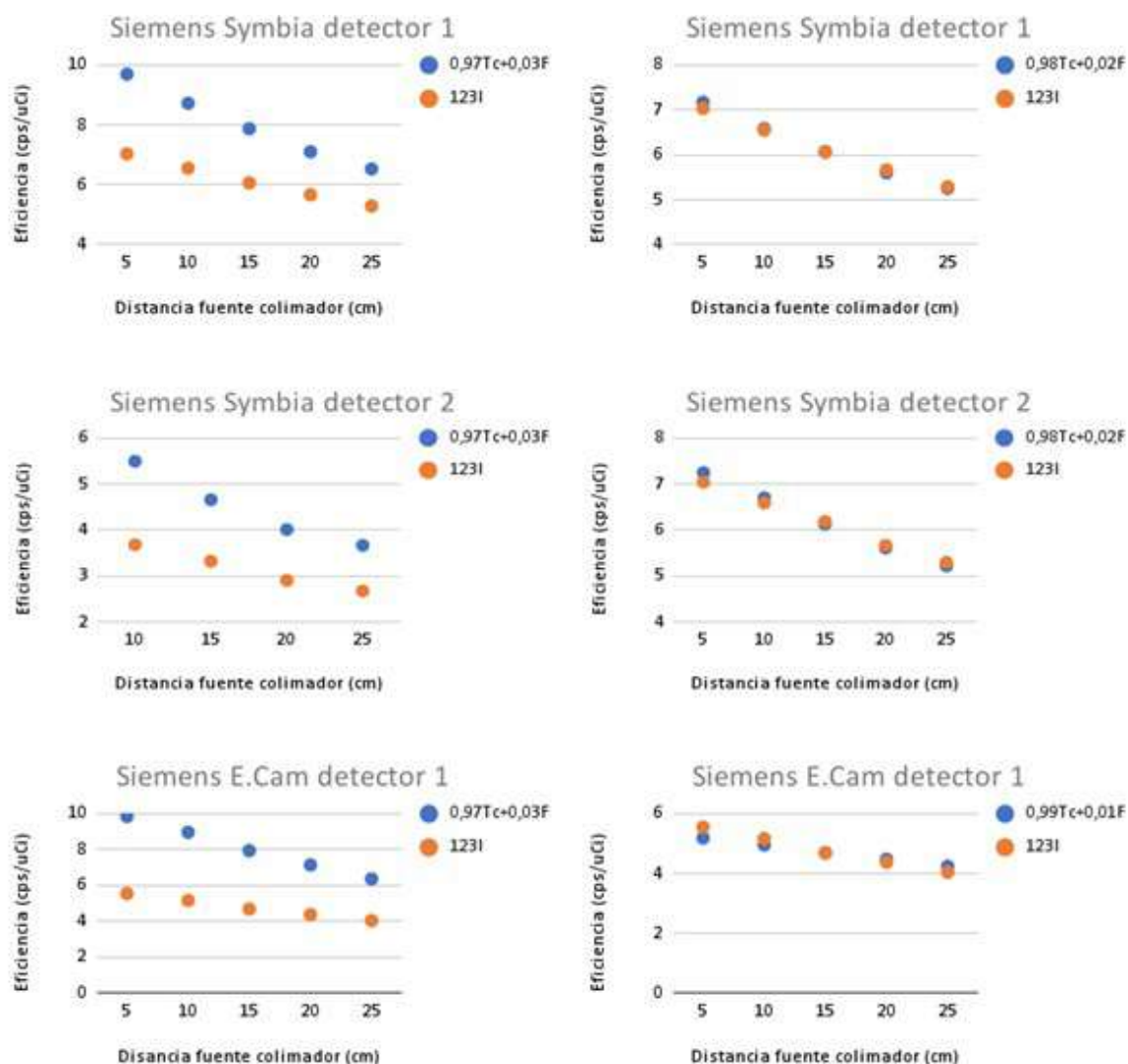


Figura 1- Comparación de la eficiencia de detección del modelo teórico (cps/ $\mu\text{Ci}$ ) de las GC Siemens Symbia y Siemens E.Cam con la eficiencia experimental. Fig.1.izq: valores de a y b del modelo 0,97 y 0,03. Fig.1.dcha: valores ajustados de a y b

Se observa en la fig.1.izq. que el modelo (1) no reproduce la eficiencia experimental del  $^{123}\text{I}$ , por lo que se realiza un ajuste por mínimos cuadrados para determinar los valores de a y b que mejor reproducen su eficiencia experimental (fig.1.dcha).

El modelo propuesto no se ajusta a los resultados experimentales (fig.1.izq), debido a que el  $^{18}\text{F}$ , con energía similar a la de la línea de alta energía de mayor BR en el  $^{123}\text{I}$  fue utilizada como un estimador para la eficiencia de alta energía del  $^{123}\text{I}$ . La hipótesis de agrupar las líneas de alta energía en una sola no es aceptable. Se necesita introducir características intrínsecas de cada GC para mejorar el modelo y poder realizar simulaciones.

La diferencia de valores de a y b en cada GC justifican la necesidad de introducir características intrínsecas de cada GC para mejorar el modelo propuesto, motivando la idea que es posible caracterizar una GC y, así poder realizar simulaciones.

## CONCLUSIONES

Este trabajo propone un método para caracterizar la respuesta del  $^{123}\text{I}$  en las GC, para posteriormente introducir los parámetros en el algoritmo de simulación MC.

Con medidas posteriores se determinará la PSF, que a su vez es indispensable para poder caracterizar correctamente una GC, y así poder realizar estudios simulados de neurotransmisión.



## VERIFICACIÓN DE LA CALIDAD DIAGNÓSTICA DE ESTUDIOS UF DE GAMMAGRAFÍA ÓSEA EN UN SPECT-CT

Gey Segade, M. A. (1); Hernández Concepción, E. (2); Catalan Acosta, A. (3); Fernández Belmonte, F. (2); Gutiérrez Rodríguez, L. (2)  
(1) Universidad De La Laguna, (2) Servicio De Física Médica, Hospital Universitario De Canarias, (3) Hospital Universitario De Canarias

PALABRAS CLAVE: MEDICINA NUCLEAR, CALIDAD IMAGEN, PRUEBAS ULTRAFAS

### INTRODUCCIÓN

Existen publicaciones en la literatura (1) que afirman que, mediante el uso de estudios “ultra-fast” (UF) frente a los “standard”, se logra reducir drásticamente el tiempo total de adquisición del mismo sin afectar a la calidad diagnóstica. Estos estudios se basan en la evaluación subjetiva de la calidad diagnóstica de las imágenes por médicos especialistas en Medicina Nuclear con suficiente experiencia. Nuestro objetivo es realizar una evaluación objetiva de la calidad diagnóstica en los estudios UF para compararla con la percibida por los médicos.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Hemos tomado como referencia un estudio de gammagrafía ósea standard en el Servicio de Medicina Nuclear, en el que se administra una Actividad próxima a 22 mCi, se adquiere una imagen cada 6°, con un tiempo de adquisición de 20 s por proyección (p22mCi20s6°). Hemos reproducido el estudio sobre un maniquí Jaszczak (sección de esferas) en un equipo SPECT/CT modelo Discovery 670 NM (GE) y hemos repetido el estudio variando el ángulo de giro entre proyecciones y el tiempo de exposición en cada proyección, disminuyendo progresivamente el tiempo total de la prueba standard hasta llegar a la UF (p22mCi10s15°). Para cuantificar la calidad de imagen hemos empleado el criterio de Rose, que establece que, para que una lesión sea detectable en una imagen, la relación contraste-ruído (RCR) debe ser superior a un valor entre 3 y 5, dependiendo del tamaño del objeto, la forma, la experiencia del observador, etc. La RCR se define como donde  $\mu_{e,i}$  es el valor medio de píxel de cada esfera en el módulo de esferas,  $\mu_b$  el del centro del maniquí en el módulo de uniformidad,  $n_{e,i}$  es el número de píxeles de cada esfera y  $\sigma_{bn}$  la desviación standard de la interfaz aire-maniquí del módulo de uniformidad.

### RESULTADOS

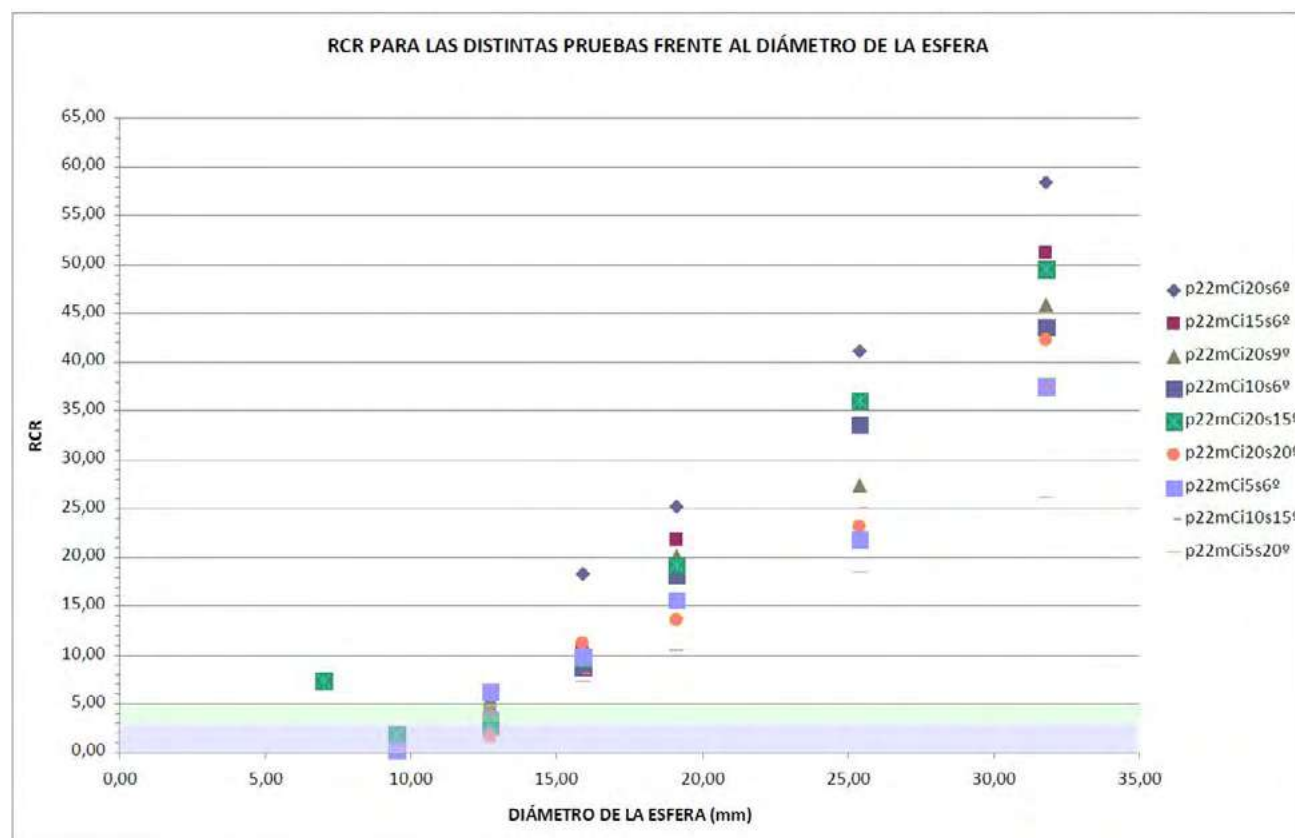


FIGURA 1. Curvas RCR para los distintos estudios con los límites de Rose.





## DISCUSIÓN

En la figura 1 se aprecia que la curva asociada a la prueba p22mCi10s15° (UF) está por encima del límite diagnosticable para las cuatro primeras esferas (siendo la esfera 1 la de mayor diámetro y 6 la de menor diámetro) estando la quinta y la sexta por debajo del límite. Esto es, las esferas fácilmente reconocibles en todas las pruebas, también lo son en la UF, y las que están en el límite o por debajo en la mayoría de los casos, son las mismas que para la UF. 5.- Conclusiones. Se demuestra de manera objetiva que la prueba UF-SPECT/CT tiene una calidad de imagen diagnóstica suficiente, tal y como se afirma de manera subjetiva en la literatura.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> THREE-MINUTE SPECT/CT IS SUFFICIENT FOR THE ASSESSMENT OF BONE METÁSTASIS AS ADD-ON TO PLANAR BONE SCINTIGRAPHY: PROSPECTIVE HEAD-TO-HEAD COMPARISON TO 11-MIN SPECT/CT. ZACHO ET AL. EJNMMI RESEARCH (2017) 7:1

# INFLUENCIA DEL TIEMPO DE ADQUISICIÓN Y EL ÁNGULO DE GIRO DEL DETECTOR EN LA CALIDAD DE IMAGEN PARA ESTUDIOS ULTRA FAST DE GAMMAGRAFÍA ÓSEA EN SPECT-CT

Gey Segade, M. A. (1); Hernández Concepción, E. (2); Catalan Acosta, A. (3); Fernández Belmonte, F. (2); Díaz Calzadilla, P. (2)  
(1) Universidad de La Laguna, (2) Servicio de Física Médica, Hospital Universitario de Canarias, (3) Hospital Universitario de Canarias

PALABRAS CLAVE: MEDICINA NUCLEAR; CALIDAD DE IMAGEN; PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN

## INTRODUCCIÓN

El tiempo de duración de una gammagrafía ósea puede llegar a ser de 30 minutos. Esto hace que se puedan realizar un bajo número de estudios/día. El uso de pruebas ultra rápidas (UF-SPECT/CT) puede suponer la reducción de hasta un 75% el tiempo de adquisición de la misma, aumentando el confort del paciente y la disponibilidad del equipo. El objetivo de este trabajo es conocer cómo afectan las variables tiempo de adquisición por proyección y ángulo de giro entre adquisiciones a la calidad diagnóstica para establecer si la disminución del tiempo total del estudio debe hacerse disminuyendo una variable más drásticamente que la otra.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Hemos realizado pruebas de gammagrafía ósea a un maniquí Jaszczak en un equipo SPECT/CT modelo Discovery 670 NM (GE) variando el ángulo de giro entre adquisiciones y el tiempo de adquisición en cada proyección. La prueba con todos los parámetros típicos de una gammagrafía ósea de tres fases en la práctica clínica es la p22mCi20s6°, en la que se administra una Actividad próxima a 22 mCi, se adquiere una imagen cada 6°, con un tiempo de adquisición de 20 s por proyección. A partir de ella se varían el resto de parámetros. La prueba UF es p22mCi10s15°. Para cuantificar la calidad de imagen empleamos la relación contraste ruido, donde  $\mu_{e,i}$  es el valor medio de píxel de cada esfera en el módulo de esferas,  $\mu_b$  el del centro del maniquí en el módulo de uniformidad,  $n_{e,i}$  el número de píxeles de cada esfera y  $\sigma_{bn}$  la desviación standard de la interfaz aire-maniquí del módulo de uniformidad.

## RESULTADOS

La figura 1 representa la función RCR frente al intervalo angular de adquisiciones para cada una de las esferas (siendo la esfera 1 la de mayor diámetro y la 6 la de menor), manteniendo el tiempo de adquisición constante (p22mCi20s6°, p22mCi20s9°, p22mCi20s15°, p22mCi20s20°).

La figura 2 representa la función RCR frente al tiempo de adquisición por proyección para cada una de las esferas, manteniendo el intervalo angular constante (p22mCi20s6°, p22mCi15s6°, p22mCi10s6°, p22mCi5s6°).



### RCR FRENTE AL INTERVALO ANGULAR

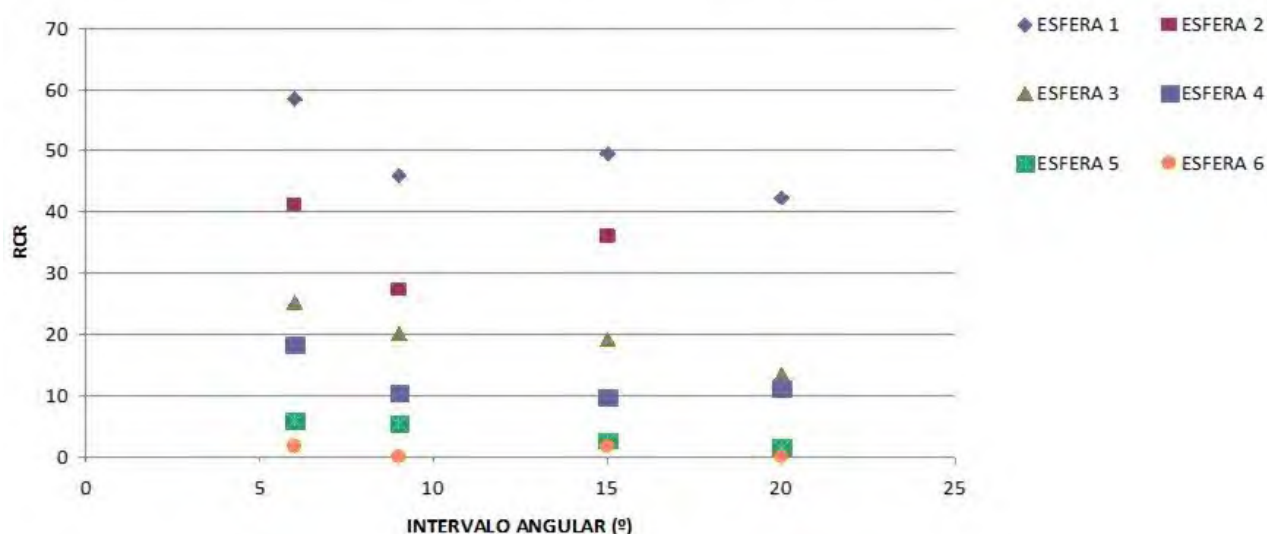


FIGURA 1. Curvas RCR de estudios en los que se varía el ángulo entre adquisiciones.

### RCR FRENTE AL TIEMPO DE ADQUISICIÓN POR PROYECCIÓN

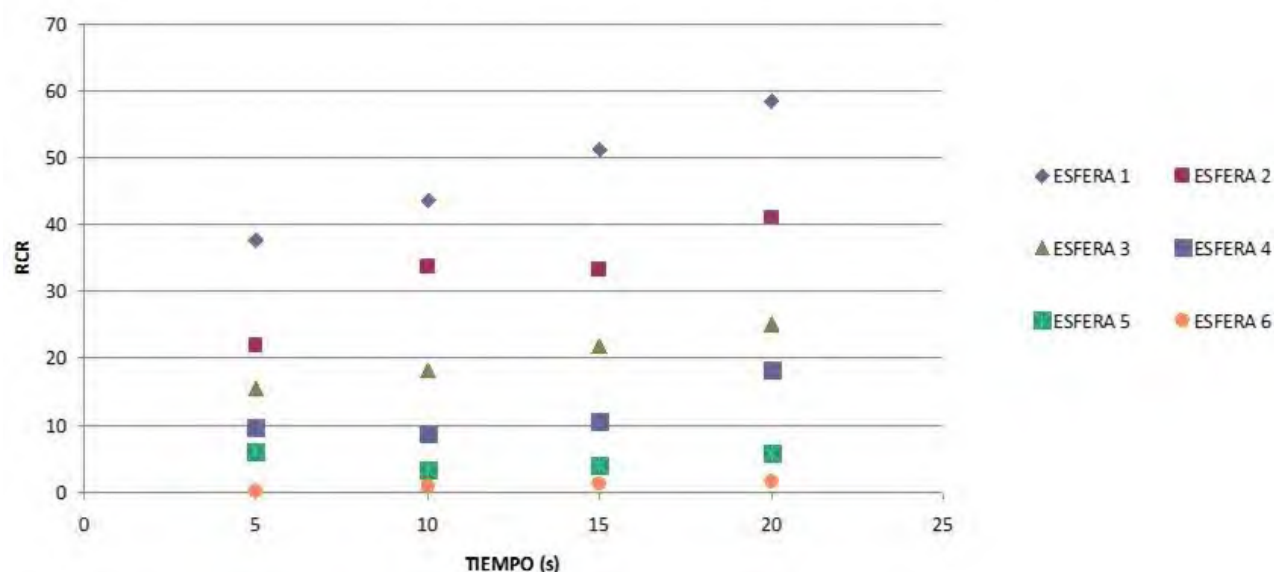


FIGURA 2. Curvas RCR de estudios en los que se varía el tiempo de adquisición de cada proyección.

### DISCUSIÓN

Si bien se observa que la RCR empeora cuando disminuye el tiempo de adquisición o se aumenta el ángulo entre adquisiciones, no podemos inferir que la RCR se vea más afectada por la variación del tiempo de adquisición o del ángulo entre adquisiciones. Ambos parámetros influyen de una manera similar.

### CONCLUSIONES

La disminución del tiempo total de adquisición en estudios gammagráficos de SPECT-CT puede llevarse a cabo tanto disminuyendo el tiempo de adquisición por proyección como aumentando el ángulo de giro entre adquisiciones. Esto disminuirá la calidad de imagen evaluada a través de la RCR sin que alguno de los parámetros estudiados sea predominante a la hora de influir en ella.

## CONTROL DE CALIDAD DEL CO-REGISTRO EN EQUIPOS PET HÍBRIDOS

Sánchez García, M. J. (1); Carles Fariña, M. (2)

(1) Ninguno, (2) Instituto de Investigación La Fe

PALABRAS CLAVE: CO-REGISTRO, IMÁGENES, PET/CT

### INTRODUCCIÓN

En los equipos híbridos PET es necesario validar el correcto funcionamiento del co-registro intrínseco de las imágenes. En este estudio se presenta un protocolo de calidad en el co-registro de imágenes de los equipos de imagen PET híbridos como el PET/TAC y el PET/RM, que sea fácil en su aplicación y en la identificación visual de los errores en el co-registro.

### MATERIAL Y MÉTODO

El protocolo de control de calidad (CC) propuesto emplea un maniquí fabricado por impresión 3D (FIGURA 1a) que permite superar la limitación del maniquí de  $^{22}\text{Na}$  para el PET/RM. Las imágenes obtenidas se analizan con un código desarrollado en Python, que como resultado proporciona una gráfica en la que se representa el coeficiente DICE (1) para los distintos cortes y en base a su valor medio se determina si la calidad del co-registro es aceptable (Figura1b). Se ha evaluado el impacto en los resultados del CC para la concentración de FDG, la corrección de atenuación y el peso en la camilla. Las medidas fueron tomadas en el equipo GEMINI TF64 PET/CT del Hospital Universitario La Fe de Valencia.

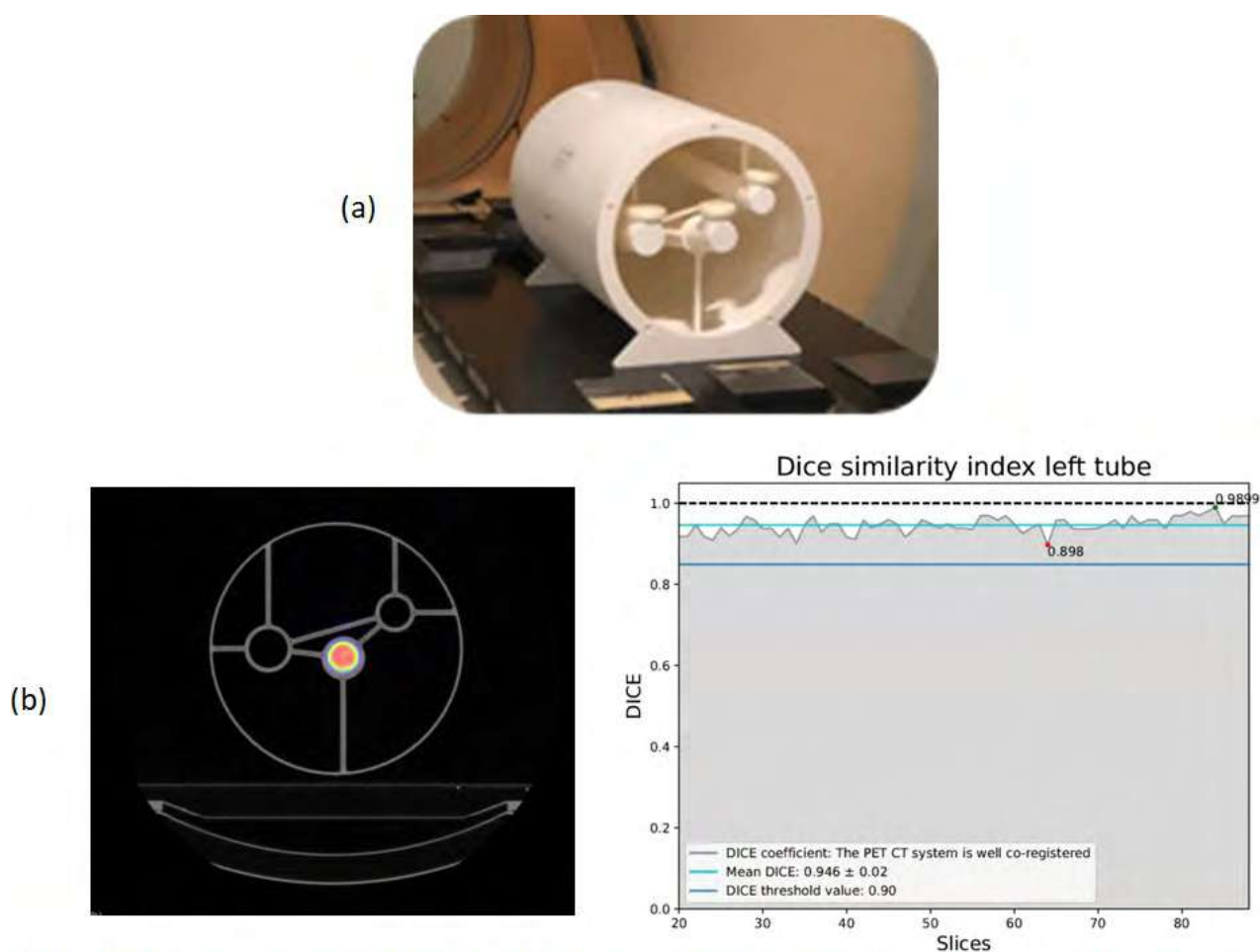


Fig 1: a) Maniquí por impresión 3D utilizado. b) imágenes del PET y CT superpuestas para un tubo relleno con FDG situado en el centro del maniquí (izquierda), y gráfica obtenida con el código desarrollado en python (derecha)



## RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos. Se observa que para un mismo peso (0 kg), el coeficiente Dice es independiente de la concentración de FDG en el maniquí y de la corrección o no por atenuación. Para una misma concentración (Alta), tampoco se observa una relación con el peso, dando como coeficiente de determinación  $R^2 = 1$ , tanto para CTAC como para NAC.

| Actividad | Corrección | CTAC                  |       |                  | NAC                   |       |                  |
|-----------|------------|-----------------------|-------|------------------|-----------------------|-------|------------------|
|           | Peso (kg)  | Dice <sub>media</sub> | $\pm$ | $\sigma_{media}$ | Dice <sub>media</sub> | $\pm$ | $\sigma_{media}$ |
| Baja      | 0          | 0,95                  | $\pm$ | 0,02             | 0,95                  | $\pm$ | 0,02             |
| Media     | 0          | 0,95                  | $\pm$ | 0,03             | 0,95                  | $\pm$ | 0,03             |
| Alta      | 35         | 0,89                  | $\pm$ | 0,04             | 0,90                  | $\pm$ | 0,04             |
|           | 104        | 0,89                  | $\pm$ | 0,06             | 0,90                  | $\pm$ | 0,05             |

**Tabla 1: Valor medio del coeficiente Dice en función del peso, tipo de corrección y actividad**

## CONCLUSIONES

Por todo ello, se concluye que el protocolo de calidad en el co-registro de imágenes del equipo PET/CT es independiente de la concentración, del peso y de la corrección por atenuación que se realice, facilitando así su implementación ya que no es necesario pedir una actividad elevada, reduciendo el riesgo de irradiación y los costes, además de acortarse el tiempo de trabajo si no se realiza una corrección por atenuación.

## AGRADECIMIENTOS

Agradecimiento a los co-autores: A. Martínez-Movilla, C. Salvador, C. Olivas, I. Torres-Espallardo, L. Martí Bonmatí.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> ONCOLOGY MEDICAL PHYSICIST. ONCOLOGY MEDICAL PHYSICIST. [EN LÍNEA] [HTTPS://ONCOLOGYMEDICALPHYSICS.COM/IMAGE-REGISTRATION/](https://oncoologymedicalphysics.com/image-registration/)

# QC-PET: SCRIPTS EN PYTHON PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL PET

Castán Guerrero, C. (1); Jiménez Albericio, J. (1); Gómez González, N. (2); Ruiz Manzano, P. (1); González Lizarraga, Í. (1); Vera Tena, D. (1); Barranco López, A. (1); Calvo Carrillo, S. (1); Ortega Pardina, P. (1); García Romero, A. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa Zaragoza, (2) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

PALABRAS CLAVE: CONTROL DE CALIDAD, ACREDITACIÓN, EARL, PYTHON, SCRIPT, UNIFORMIDAD TOMOGRÁFICA, CALIDAD DE IMAGEN, CALIBRACIÓN

## INTRODUCCIÓN

Entre los controles de calidad que realizamos a los tomógrafos PET están la uniformidad tomográfica (UT) y la calidad de imagen (CI). A pesar de adquirir imágenes tridimensionales, siguiendo los criterios del Protocolo de Control de Calidad de la Instrumentación de Medicina Nuclear de la SEFM, SEMNIM y SEPR (2020) se analiza sólo un corte en CI, y cierto número de cortes en UT. Nuestro objetivo es desarrollar un *software* que permita dar un paso más y realizar el análisis sobre VOIs en 3D. Además, el análisis debe dar resultados compatibles con los de la acreditación EARL para 18F standard 2, que nuestro PET ha ido renovando desde 2019.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En este trabajo se presenta la plataforma QC-PET (<https://sourceforge.net/projects/qc-pet/>) donde se aloja el *software* libre desarrollado para analizar las imágenes para el control de calidad de tomógrafos PET de forma automatizada, objetiva y reproducible. Este *software* consta de dos módulos en Python, uno para la obtención del factor de calibración y el análisis de la UT, y otro para el análisis de la CI.



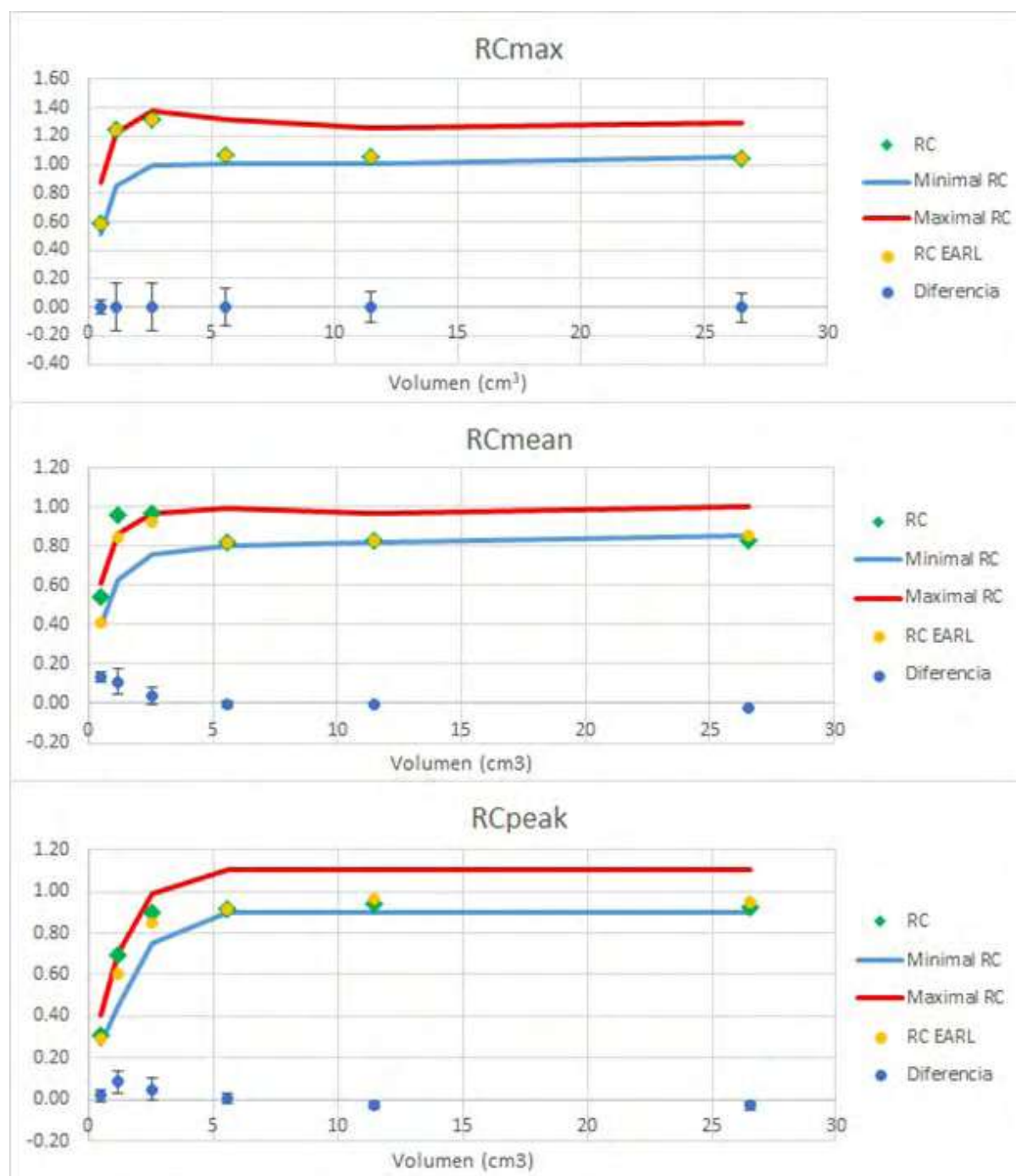
Los dos módulos tienen el mismo flujo de trabajo: se lee la serie de archivos DICOM convirtiéndola en un array de vóxeles rectangulares cuyas dimensiones se adquieren de la cabecera DICOM. Después se realiza el análisis (esta es la parte que varía de un módulo a otro), y se escriben los resultados en un archivo Excel. En la TABLA 1 se muestran los valores obtenidos con cada uno de los scripts.

| Módulo                         | Qué calcula                                                                                                                                          | Región de cálculo                                                                                                                | Librerías necesarias                                               |
|--------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|
| <b>Uniformidad Tomográfica</b> | Uniformidad intraplano y uniformidad del volumen.<br><br>Valor medio y desviación estándar de la concentración de actividad en MBq/cm <sup>3</sup> . | VOI cilíndrica de diámetro d = 100 mm centrada e incluyendo todos los cortes. En un paso posterior, VOI sin los cortes extremos. | pydicom<br>dicom_numpy<br>numpy<br>tkinter<br>openpyxl<br>datetime |
| <b>Calidad de Imagen</b>       | Valores del SUV recovery coefficient (RC) obtenidos para las 6 esferas siguiendo las especificaciones de la EARL standard 2 (RCmean, RCmax y RCpeak) | El VOI de cada esfera se define como el volumen limitado por el isocontorno del 50% del valor máximo de vóxel                    | glob<br>statistics<br>matplotlib                                   |

Para el análisis de la UT basta con emplear un maniquí cilíndrico con una concentración de actividad homogénea. Las imágenes para el análisis de la CI, sin embargo, deben ser adquiridas con el maniquí NEMA NU2-2007, con esferas rellenas de distintos diámetros.

## RESULTADOS

Hemos comparado los resultados obtenidos con la plataforma QC-PET con los proporcionados por la acreditación EARL de nuestro PET de 2022, analizando las mismas imágenes. Nuestro resultado para el factor de calibración es de  $0.984 \pm 0.042$ , mientras que el de EARL es 0.966, que está dentro de nuestra incertidumbre. En cuanto a la CI, se muestran los resultados en la FIGURA 1. Para las esferas más pequeñas encontramos diferencias que están fuera de la incertidumbre tanto en el RC mean como en el RC peak, probablemente por la manera de definir el VOI. Para las esferas más grandes la correlación es buena.



## DISCUSIÓN

Se ha comprobado el correcto funcionamiento de los algoritmos de UT y CI con las imágenes de control. Además, se ha comprobado que los resultados obtenidos tienen una buena correlación con los resultados devueltos tras la renovación de la acreditación EARL2, excepto en el límite de esferas pequeñas que requiere profundizar más en la definición de los VOIs.

## CONCLUSIONES

Los módulos desarrollados cumplen el objetivo de automatización del control de calidad de la UT y CI de tomógrafos PET. Además, permiten realizar un análisis tridimensional de forma objetiva y reproducible.

## REFERENCIAS

- VERWER EE, GOLLA SSV, KAALEP A, LUBBERINK M, VAN VELDEN FHP, BETTINARDI V, YAQUB M, SERA T, RIJNSDORP S, LAMMERTSMA AA, BOELLAARD R. HARMONISATION OF PET/CT CONTRAST RECOVERY PERFORMANCE FOR BRAIN STUDIES. *EUR J NUCL MED MOL IMAGING*. 2021 Aug;48(9):2856-2870. doi: 10.1007/s00259-021-05201-w. Epub 2021 Jan 31. PMID: 33517517.





<sup>2</sup> KAALEP, A., BURGGRAFF, C.N., PIEPLENBOSCH, S. ET AL. QUANTITATIVE IMPLICATIONS OF THE UPDATED EARL 2019 PET-CT PERFORMANCE STANDARDS. EJNMMI PHYS 6, 28 (2019). [HTTPS://DOI.ORG/10.1186/s40658-019-0257-8](https://doi.org/10.1186/s40658-019-0257-8).

<sup>3</sup> KAALEP A, SERA T, RIJNSDORP S, YAQUB M, TALSMA A, LODGE MA, ET AL. FEASIBILITY OF STATE OF THE ART PET/CT SYSTEMS PERFORMANCE HARMONISATION. EUR J NUCL MED MOL IMAGING EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING. 2018;45:1344-61.

<sup>4</sup> PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR (VERSIÓN 2020). SEFM-SEPR-SEMNM.

## MTF EN SFOV SENTINELLA HORUS: EFECTO DE LA DISTANCIA FUENTE-PINHOLE

Jiménez Rubio, P. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Luján Exposito, Á. (1); Hernández Tébar, E. (1); González López, A. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: MTF, PINHOLE, GAMMACÁMARA SFOV

### INTRODUCCIÓN

El uso de gammacámaras SFOV se ha incrementado especialmente para su uso en quirófano. Frecuentemente éstas cuentan con colimación pinhole, lo que dificulta caracterizar la resolución espacial del sistema por efecto de la magnificación resultante. En este trabajo analizamos el efecto sobre la magnificación de la SFOV Sentinella Horus con colimador pinhole, obtenemos experimentalmente la variación de la MTF con la distancia, aplicando correcciones de magnificación para caracterizar la pérdida de resolución.

### MATERIALES Y MÉTODO

Utilizamos una gammacámara Onco Vision Sentinella Horus. Fabricamos un soporte por impresión 3D para sostener la fuente. Utilizamos 1mCi de Tc99m, en aguja 21G (0,5mm diám.) y 9cm de longitud, paralela al detector (fig. 1a).

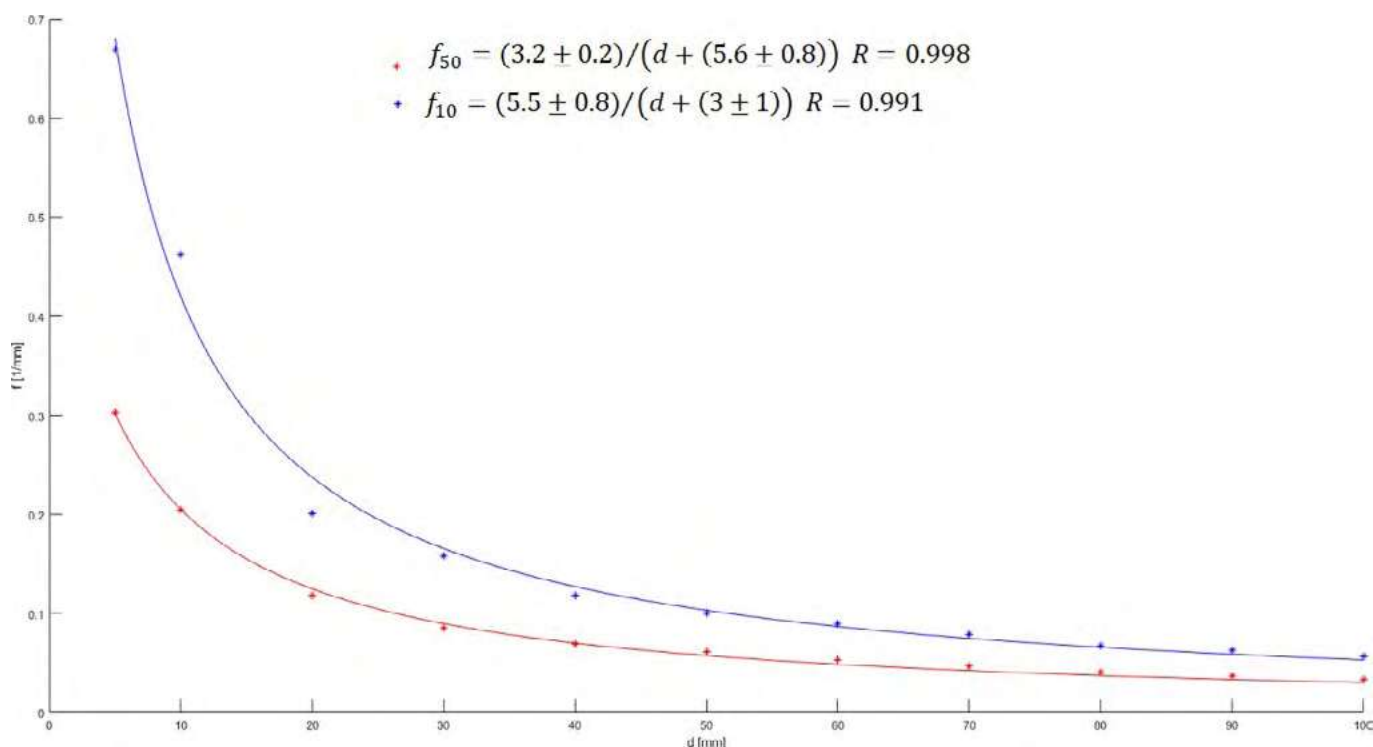
Realizamos adquisiciones estáticas de 5min con colimador pinhole (distancia focal:29mm) para 11 distancias distintas fuente-pinhole d de 0,5-10cm, analizando las MTF con plugin COQ [1], teniendo en cuenta la magnificación del pinhole con un tamaño de píxel aparente  $TP'$  calculado como  $TP'=TP*d/f$ , siendo f la distancia focal (dist. Pinhole-detector), 29mm en este caso, y TP el tamaño de píxel real, aprox. 0.13mm, y cuantificando para los indicadores  $f_{10}$  y  $f_{50}$  de caída de las MTF a 0,9 y 0,5 respectivamente.

### RESULTADOS

Debido al efecto de magnificación del colimador pinhole sobre la imagen de la fuente lineal, se obtiene una corrección del tamaño de píxel que es lineal con la distancia d.



La figura 1 recoge las MTF para las 11 distancias, apreciándose la pérdida de resolución con d. Los indicadores  $f_{10}$  y  $f_{50}$ , interpolados linealmente con valores vecinos de la MTF (fig. 2) reflejan un comportamiento racional decreciente.



## DISCUSIÓN

El uso de colimador tipo pinhole hace necesario realizar correcciones al tamaño de píxel real (físico) del detector por un tamaño de píxel aparente, debido al efecto de magnificación, siempre que se mida a una distancia distinta de la focal. Sin la corrección a TP' obtendríamos erróneamente una mejora de la resolución del sistema con la distancia por la compresión de la LSF. Así la distancia adecuada para el uso del colimador pinhole se obtendrá del compromiso de aumento del FOV y disminución de la resolución con la distancia.

La corrección requerida al TP' por compresión de la LSF puede ser evitada si se utilizan maniqués periódicos (de barras) y análisis de la MTF por métodos de momentos estadísticos.

La caracterización de los valores de  $f_{10}$  y  $f_{50}$ , extrapolables a otras distancias por su comportamiento racional conocido permite realizar mediciones MTF a la d conveniente en cada caso. Estos resultados cuantifican el efecto de la pérdida de resolución con d y abundan en el conocimiento del efecto sobre la imagen del colimador utilizado.

## CONCLUSIONES

Se ha obtenido la expresión que identifica el efecto sobre la MTF obtenida con fuente lineal con la distancia al punto focal en colimador pinhole y se ha verificado experimentalmente. Se han caracterizado  $f_{10}$  y  $f_{50}$  en esta gammacámara con colimador pinhole para un rango de d 0,5-10cm.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DONINI, B., RIVETTI, S., LANCONELLI, N., & BERTOLINI, M. (2014). FREE SOFTWARE FOR PERFORMING PHYSICAL ANALYSIS OF SYSTEMS FOR DIGITAL RADIOGRAPHY AND MAMMOGRAPHY. MEDICAL PHYSICS, 41(5), 051903.



# COLIMADOR CONFOCAL SENTINELLA HORUS: EFECTOS SOBRE LA ADQUISICIÓN

Luján Expósito, Á. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Hernández Tébar, E. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: COLIMADOR CONFOCAL, PINHOLE, SENTINELLA.

## INTRODUCCIÓN

Se presentan los resultados de la caracterización comparativa de la respuesta de una nueva gammacámara portátil<sup>1</sup> en el Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca (HCUVA) para dos colimadores tipo pinhole, uno de ellos con visión óptica confocal para evaluar el efecto de ésta sobre los parámetros de calidad de imagen.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha empleado la gammacámara portátil Sentinella (Oncovision)<sup>2</sup>. Se han evaluado la sensibilidad, uniformidad extrínseca y resolución espacial extrínseca para dos colimadores tipo pinhole de 4 mm de diámetro y 29-30 mm de distancia focal, uno de los cuales incluye una cámara óptica confocal. Procedimiento de medida:

- Sensibilidad: Se ha empleado una fuente puntual de 150 uCi, suspendida a 10 cm sobre el colimador de la gammacámara, durante un tiempo de medida de 10 minutos.
- Uniformidad extrínseca: Se ha utilizado un maniquí de inundación con una disolución de 1 mCi en 12 mL de agua, suspendido perpendicularmente al eje óptico del colimador a una distancia de 3 cm de los mismos. Se ha efectuado una adquisición de 5 millones de cuentas.
- Resolución espacial extrínseca: Se ha utilizado un capilar de vidrio de 0,5 mm de diámetro, alojando una actividad de 500 uCi diluida en 0,1 mL. Se ha realizado una adquisición de 10.000 cuentas a lo largo de cada eje principal de medida de la gammacámara, para cada colimador.

## RESULTADOS

La TABLA 1 recoge los resultados obtenidos, para ambos colimadores, de las pruebas de sensibilidad, uniformidad extrínseca integral y diferencial de los campos total y central y resolución extrínseca para los dos ejes principales del detector gammagráfico. Cada prueba se ha repetido 5 veces para cada colimador. Se presentan los resultados promedio y su desviación estándar.

TABLA 1: Resultados obtenidos para las distintas pruebas, con ambos colimadores.

|                           | Sensibilidad (cpm/ $\mu$ Ci) | UE (%)        |               |               |               | REE (mm)      |               |
|---------------------------|------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
|                           |                              | Campo total   |               | Campo central |               | Eje X         | Eje Y         |
|                           |                              | Integral      | Diferencial   | Integral      | Diferencial   |               |               |
| Colimador <i>pinhole</i>  | 141 $\pm$ 2                  | 6.1 $\pm$ 0.4 | 4.2 $\pm$ 0.3 | 5.1 $\pm$ 0.4 | 3.9 $\pm$ 0.3 | 8.6 $\pm$ 0.2 | 8.6 $\pm$ 0.2 |
| Colimador confocal cámara | 96 $\pm$ 4                   | 6.0 $\pm$ 0.7 | 3.8 $\pm$ 0.3 | 4.5 $\pm$ 0.6 | 3.1 $\pm$ 0.3 | 8.7 $\pm$ 0.2 | 8.6 $\pm$ 0.2 |

## DISCUSIÓN

El uso del colimador con cámara confocal produce una pérdida relativa de sensibilidad, referida al colimador pinhole, de un 32%. Asumiendo un modelo exponencial simple de absorción por material atenuador como el plomo, la diferencia entre ambos colimadores es equivalente a la producida por un espesor de 0,15 mm de plomo (considerando la CHR del plomo a la energía del Tc-99m como 0,27 mm). No se aprecia efecto de la cámara confocal sobre la uniformidad ni sobre la resolución espacial.

## CONCLUSIONES

El uso de un colimador confocal permite el corrección de la imagen óptica con la imagen gammagráfica. No obstante, produce una pérdida notable de sensibilidad en comparación con el colimador pinhole. No se aprecia una caída en la resolución espacial extrínseca y la uniformidad extrínseca de la imagen obtenida con el colimador confocal.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> BUGBY SL, LEES JE, BHATIA BS, PERKINS AC. CHARACTERISATION OF A HIGH RESOLUTION SMALL FIELD OF VIEW PORTABLE GAMMA CAMERA. PHYS MED. 2014 MAY;30(3):331-9

<sup>2</sup> MANUAL DE USUARIO DE GAMMACÁMARA SENTINELLA (ONCOVISION)



## EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA PARA SPECT-CT DE UN MANIQUÍ CEREBRAL CON LU-177

Estrada García, R. (1); Escobar Cerezo, J. (2); Triviño Ibañez, E. M. (1); Rodríguez Fernandez, A. (1); Gomez Rio, M. (1)  
(1) Hospital Universitario Virgen de las Nieves, (2) Hospital Universitario Clínico San Cecilio

### INTRODUCCIÓN

La introducción en nuestro centro de un nuevo procedimiento teragnóstico con [177Lu]Lu-DOTA-TATE para el tratamiento de Glioblastomas Multiformes generó la pregunta tanto a los propios médicos nucleares como a los radiofísicos de qué parámetros de reconstrucción del estudio SPECT-CT serían los más adecuados debido a las características físicas del Lu-177.

En este trabajo estudiamos la combinación óptima de los parámetros de reconstrucción del estudio SPECT-CT cerebral para Lu-177 y se evalúan las posibles diferencias en cuanto a cuantificación con respecto a las diferentes reconstrucciones.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Para realizar este estudio experimental se ha empleado un maniquí de metacrilato inundable que representa un corte transaxial cerebral, con un volumen total de 125 ml y un espesor de 15 mm. Se ha rellenado homogéneamente con agua destilada, 1 ml de HCl al 30% y 58.5 MBq de Lu-177.

El estudio SPECT-CT se ha realizado con una gammacámara Symbia T2 (Siemens Healthineers), colimadores MEGP, matriz 128 x 128 y 60 cortes (45 s/corte).

Se han realizado 15 reconstrucciones modificando los parámetros: tipo de reconstrucción (iterativa y retroproyección filtrada); corrección por atenuación mediante CT o mediante Chang; número de subconjuntos (sub) e iteraciones (it). En todas las iterativas se ha mantenido el suavizado de las imágenes constante con un filtro gaussiano con FWHM de 3.

Se construye así una evaluación de las imágenes por 3 observadores independientes, médicos nucleares expertos en imagen neurológica molecular, puntuando con enmascaramiento de los parámetros de cada reconstrucción según una escala Likert del 1 al 3 (1 la peor y 3 la mejor).

Las imágenes evaluadas por los observadores independientes, correspondientes a las 15 reconstrucciones, se pueden observar en la FIGURA 1.

Para evaluar las posibles diferencias en cuanto a cuantificación debido a las diferentes reconstrucciones del estudio SPECT-CT, se han realizado esas mismas reconstrucciones sobre un maniquí de inundación cilíndrico de volumen 6.37 l empleado para obtener el factor cps/MBq de nuestra gammacámara.

### RESULTADOS

Las reconstrucciones con mayor puntuación y concordancia inter-observador han sido la reconstrucción 11 y la 13, correspondiente a: 11) corrección de atenuación con TC + Flash 3D + 12sub + 10it + gaussiano de 3 (puntuación media de 3, concordancia inter-observador 100%); y 13) corrección de atenuación con Chang + Flash 3D + 15sub + 10it + gaussiano de 3 (puntuación media de 3, concordancia inter-observador 100%).

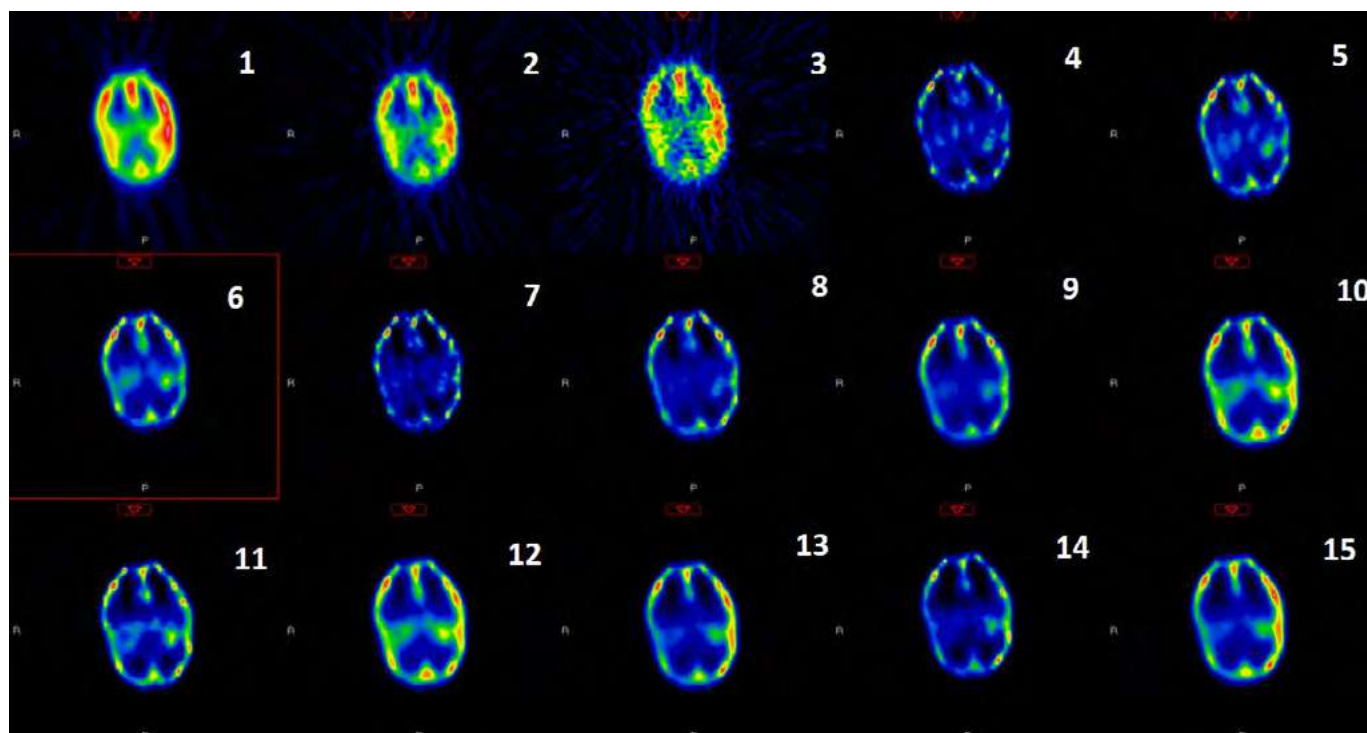


FIGURA 1. Imágenes reconstruidas y evaluadas del maniquí cerebral. De la 1-3 son reconstrucciones mediante retroproyección filtrada y de la 4-15 son reconstrucciones iterativas.

#### DISCUSIÓN

Tras este estudio, que representa un escenario ideal de imagen molecular, la reconstrucción iterativa FLASH 3D + 12 sub + 10 it es la que mayor grado de aceptación obtiene entre los observadores. A posteriori, empleándolo sobre pacientes reales, esta combinación de parámetros de reconstrucción también ha resultado óptima para su evaluación por el médico nuclear.

#### CONCLUSIONES

Se ha encontrado un conjunto de parámetros de reconstrucción iterativa válidos para imagen molecular con Lu-177 en un estudio SPECT-CT cerebral.

## ÁREA TEMÁTICA: RD-TRATAMIENTO DE IMAGEN Y GARANTÍA DE CALIDAD

### SOFTWARE PARA ANÁLISIS AUTOMÁTICO DE IMÁGENES DEL MANIQUÍ CATPHAN 600 PARA DETERMINAR LA CALIDAD DE IMAGEN DE TC

García Agrela, I. (1); Alarcia Noci, M. (1)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

PALABRAS CLAVE: CALIDAD DE IMAGEN, CT, TC, TAC, QATPHAN, QATPHAN600, QALITE

#### INTRODUCCIÓN

Las imágenes para el radiodiagnóstico, constituyen aproximadamente un 50% de la dosis artificial que recibe una persona en Europa, de estas, la que más contribuye es el escáner. Es por tanto necesario cuantificar los distintos parámetros de calidad de imagen en tomografía computarizada de forma analítica.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han utilizado las imágenes obtenidas de un maniquí CATPHAN 600 en los equipos de tomografía computarizada del centro: CT-EVO de GE e Ingenuity de Philips. 2 adquisiciones diferentes en cada equipo. El software se ha realizado con Matlab R2013b y se ha nombrado QITAC.

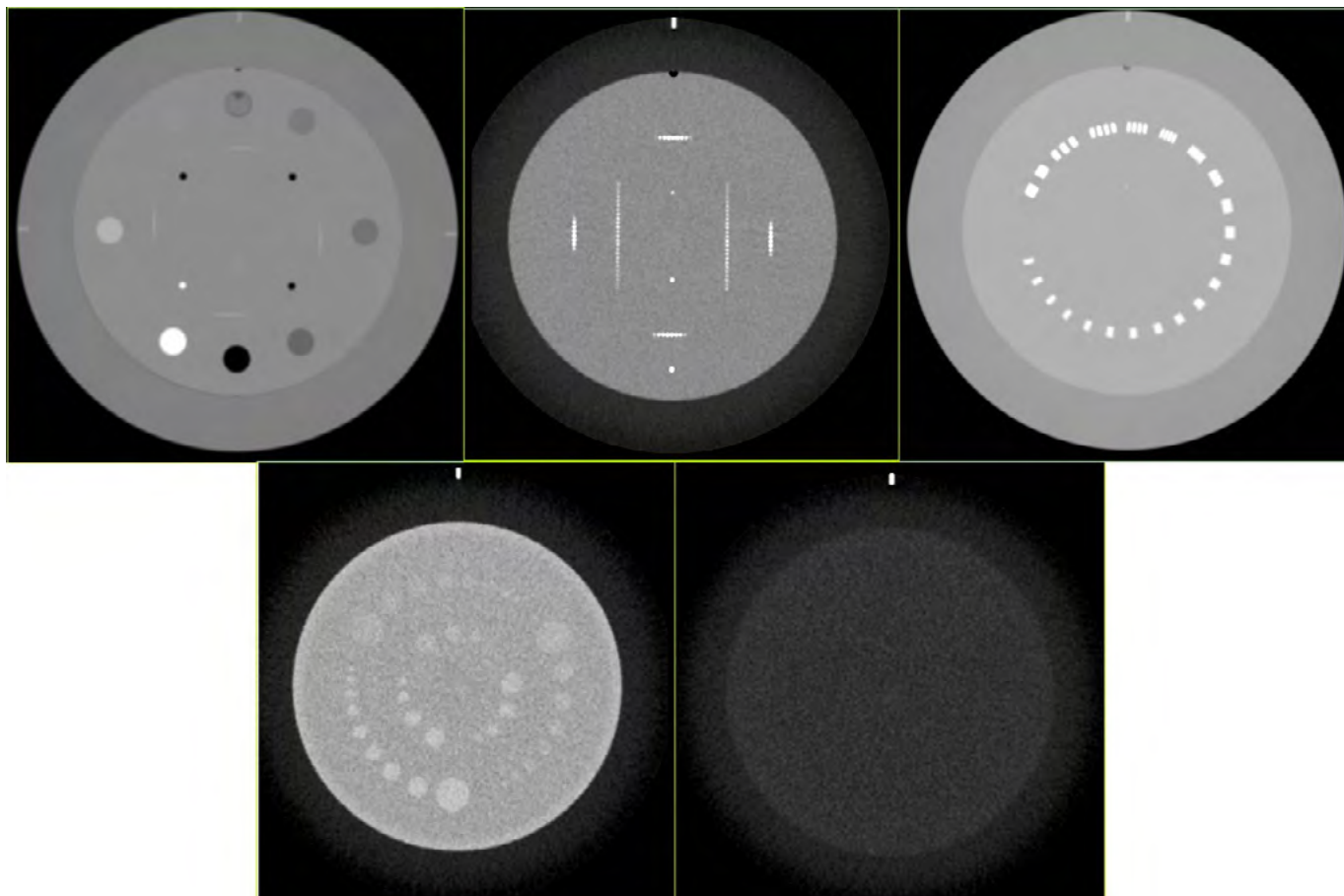


Imagen 1: Imágenes de Catphan600 adquiridas en Philips Ingeniuty.

Para utilizar adecuadamente el software tendremos que centrar el maniquí correctamente con los láseres y realizar la adquisición del protocolo que queramos analizar. Tras realizar la correspondiente reconstrucción necesitaremos únicamente los cortes axiales centrales de cada módulo, identificados con una marca radiopaca en la parte superior.

El primer módulo tiene, además de la anterior, 2 marcas radiopacas a cada lado. Analizando la posición de estas marcas, el software analiza tanto las desviaciones en los ejes X (lateral) y Z (altura) como una rotación en torno al eje Y, comparando la diferencia en altura entre las 2 marcas laterales.

Tomando en cuenta estas desviaciones, el software analizará siempre las regiones de interés en la misma posición, aunque los láseres del equipo estén desviados.

Cuando se analice un módulo diferente al primero se busca nuevamente la marca superior para detectar una posible angulación en torno al eje X o Z del maniquí.

El análisis de calidad de imagen del equipo se hace conforme al Protocolo Español de Control de Calidad de Radiodiagnóstico de 2011, utilizando coordenadas constantes respecto al centro de la imagen y corrigiendo con los desplazamientos.

Los parámetros obtenidos se compararon con el software de pago QALITE.

## RESULTADOS

Se obtuvo un software que agiliza el control de calidad de TC.

El espesor de reconstrucción se mide en 4 hilos diferentes y proporciona siempre una diferencia menor de 0,2 mm entre sí y con el valor nominal.





El análisis de la uniformidad, el ruido y la escala de UH se comprobó que proporcionaba un resultado equivalente al proporcionado por QALITE

| Equipo            | Parámetro             | QITAC    | QALITE   | Desviación |
|-------------------|-----------------------|----------|----------|------------|
| GE EVO            | Uniformidad 1         | 6,50     | 6,56     | 0,88       |
|                   | Uniformidad 2         | 2,65     | 2,64     | 0,56%      |
|                   | Ruido 1               | 6,55     | 6,60     | 0,70%      |
|                   | Ruido 2               | 3,27     | 3,26     | 0,25%      |
|                   | Escala de contraste 1 | 1,86E-04 | 1,86E-04 | 0,07%      |
|                   | Escala de contraste 2 | 1,86E-04 | 1,86E-04 | 0,04%      |
| Philips Ingenuity | Uniformidad 1         | 10,87    | 10,42    | 4,29%      |
|                   | Uniformidad 2         | 10,70    | 10,42    | 2,67%      |
|                   | Ruido 1               | 6,10     | 6,20     | 1,57%      |
|                   | Ruido 2               | 11,92    | 11,94    | 0,15%      |
|                   | Escala de contraste 1 | 1,86E-04 | 1,90E-04 | 1,87%      |
|                   | Escala de contraste 2 | 1,87E-04 | 1,90E-04 | 1,62%      |

TABLA 1: Comparación de resultados obtenidos por ambos softwares.

## DISCUSIÓN

Aunque en algunos parámetros coincide con QALITE en el cálculo de MTF y de resolución a bajo contraste hay grandes discrepancias.

Creemos que las diferencias en bajo contraste se deben a un cálculo del parámetro diferente al propuesto por el protocolo español.

El cálculo de MTF en QITAC se basa en tomar un hilo perpendicular como PSF. Sin embargo, el tamaño de pixel de los equipos hace el cálculo por este método muy impreciso.

## CONCLUSIÓN

Se ha desarrollado un software para valorar la calidad de imagen en tomografía computarizada y validado su funcionamiento mediante comparación con un programa de uso comercial. El hecho de que sea un software propio permite obtener con seguridad resultados objetivos e imparciales, además de la posibilidad de implementar futuras mejoras en el mismo.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO, REVISIÓN 2011

<sup>2</sup> INTRODUCCIÓN AL CONTROL DE CALIDAD EN RADIOLOGÍA DIGITAL, SEFM, 2012

<sup>3</sup> J.L LANCASTER Y B. HASEGAWA, FUNDAMENTAL MATHEMATICS AND PHYSICS OF MEDIAL IMAGING, 2017

# ESTIMACIÓN EXPERIMENTAL DE LOS COEFICIENTES DE ROBSON EN TOMOSÍNTESIS

Honorato Hernández, S. (1); García Castañón, P. (1); Rosado del Castillo, R. (1); Paradel Díaz, G. (1); Prieto Martín, C. (1); Chamorro Serrano, P. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: TOMOSÍNTESIS, COEFICIENTES DE ROBSON, DOSIS GLANDULAR MEDIA

## INTRODUCCIÓN

El principal estimador del riesgo de carcinogénesis radioinducida en mamografía digital es la dosis glandular media (DGM), la cual es evaluada en maniquí durante los controles de calidad periódicos del equipo, siendo necesario para ello obtener valores de rendimiento y de capa hemirreductora (HVL) en el rango de los kVp utilizados clínicamente.



El método paramétrico de Robson permite obtener todos los rendimientos y HVL necesarios para la determinación de la DGM en un equipo mamográfico a partir de la medida de rendimiento y HVL para un solo valor de kVp para cada combinación ánodo/filtro, minimizando el tiempo necesario para el control de calidad.

En los últimos años se han desarrollado equipos de tomosíntesis digital que permiten realizar una reconstrucción 3D de la mama a partir de múltiples proyecciones, reduciendo la superposición de estructuras y permitiendo realizar un análisis a diferentes profundidades. Estos equipos incorporan nuevas calidades de haz no contempladas en la publicación de Robson.

El objetivo del estudio es presentar nuevos coeficientes paramétricos de "Robson" para estas calidades de haz aplicadas en tomosíntesis, así como coeficientes para un ajuste polinómico del rendimiento, más exacto según la literatura.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se ha realizado en un mamógrafo digital Hologic 3Dimensions, ubicado en un Hospital Universitario.

Las exposiciones se han realizado en modo "Zero Degree" (con todas las proyecciones a 0°), medidas con un RTI Black Piranha y software Ocean 2014, para todo el rango de kVp disponible en las combinaciones ánodo-filtro W/0.7 mm Al y W/50 µm Ag.

Las medidas han sido corregidas por la distancia foco-detector y el factor de Dance.

## RESULTADOS

Para el ajuste  $Rendimiento = A(kVp)^n$  los valores obtenidos son  $A = 0.0169$   
 $R^2 = 0.9903$  para W/Ag y  $A = 0.0057$ ,  $n = 2.5992$  y  $R^2 = 0.9947$  para W/Al.

Para el ajuste  $Rendimiento = a_1/cdotkVp^2 + a_2/cdotkVp + a_3$  los valores obtenidos son  
 $a_1 = -0.0498$ ,  $a_2 = 4.9838$ ,  $a_3 = -79.463$  y  $R^2 = 0.9997$  para W/Al y  $a_1 = 0.0309$ ,  
 $a_2 = 1.8841$ ,  $a_3 = -44.058$  y  $R^2 = 0.9981$  para W/Ag.

$a_2 = 1.8841$ , para W/Ag y  $a_1 = 0.0309$ ,

Para el ajuste  $HVL = a/cdotkVp^2 + b/cdotkVp + c$  los valores obtenidos son  $a = -0.001$ ,  
 $b = 0.0751$ ,  $c = -0.7707$  y  $R^2 = 0.9908$  para W/Ag y  $a = -0.0003$ ,  $b = 0.0375$ ,  $c = -0.3446$  y  
 $R^2 = 0.999$  para W/Al.

|                                                    | Ánodo-filtro | Coefficientes                                | Desviación promedio entre los valores medidos y los calculados por el ajuste | Desviación máxima entre los valores medidos y los calculados por el ajuste |
|----------------------------------------------------|--------------|----------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------|
| Rendimiento= $A(kV)^n$                             | W/Ag         | $A=0,0169$ ; $n=2,1441$                      | 4,97%                                                                        | 15,86%                                                                     |
|                                                    | W/Al         | $A=0,0057$ ; $n=2,5992$                      | 3,07%                                                                        | 8,45%                                                                      |
| Rendimiento= $a_1 \cdot kV^2 + a_2 \cdot kV + a_3$ | W/Ag         | $a_1=-0,0498$ ; $a_2=4,9838$ ; $a_3=-79,463$ | 2,48%                                                                        | 8,56%                                                                      |
|                                                    | W/Al         | $a_1=0,0309$ ; $a_2=1,8841$ ; $a_3=-44,058$  | 1,10%                                                                        | 3,54%                                                                      |
| HVL= $a \cdot kV^2 + b \cdot kV + c$               | W/Ag         | $a=-0,001$ ; $b=0,075$ ; $c=-0,7707$         | 0,017 mm Al                                                                  | 0,025 mm Al                                                                |
|                                                    | W/Al         | $a=-0,0003$ ; $b=0,0375$ ; $c=-0,3446$       | 0,006 mm Al                                                                  | 0,007 mm Al                                                                |

Tabla 1. Resumen de los resultados obtenidos

## DISCUSIÓN

La diferencia promedio encontrada entre el cálculo de HVL con el ajuste propuesto y los valores medidos es de 0.017 mm de Al para la combinación ánodo-filtro W/Ag y de 0.006 mm de Al para la combinación ánodo-filtro W/Al, siendo inferior a 0.025 mm de Al e inferior a 0.01 mm de Al para W/Ag y W/Al respectivamente para todos los valores de kVp utilizados.



Las desviaciones promedio encontradas entre el cálculo del rendimiento con los ajustes propuestos y los valores medidos son del 3.92% y 1.72% para los ajustes potencial y polinómico respectivamente.

Las desviaciones promedio entre la DGM calculada con los valores de los ajustes propuestos y la calculada con los valores medidos son del 7% y 5.67% para los ajustes potencial y polinómico respectivamente.

## CONCLUSIONES

Las diferencias encontradas entre los valores medidos en los controles de calidad periódicos y los calculados mediante los ajustes propuestos es lo suficientemente pequeña para poder utilizar los ajustes de manera rutinaria, minimizando el tiempo necesario para el control de calidad.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ROBSON K J. A PARAMETRIC METHOD FOR DETERMINING MAMMOGRAPHIC X-RAY TUBE OUTPUT AND HALF VALUE LAYER, THE BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY. 2001; 74: 335-340.
- <sup>2</sup> SOLÍS PRECIADO N ET AL. PROPUESTA DE UN NUEVO AJUSTE PARA EL CÁLCULO DEL RENDIMIENTO Y ANÁLISIS DE SU INFLUENCIA EN LA ESTIMACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR, REV FIS MED. 2020; 21(1): 19-31.

# ¿QUÉ PUEDEN APORTAR LOS ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN BASADOS EN INTELIGENCIA ARTIFICIAL?

Gañán Mora, A. (1); Sánchez Casanueva, R. (1); Fernández Soto, J. M. (1)

(1) Hospital Clínico San Carlos

PALABRAS CLAVE: DEEP LEARNING, INTELIGENCIA ARTIFICIAL, IA, CT, RECONSTRUCCIÓN, CALIDAD DE IMAGEN

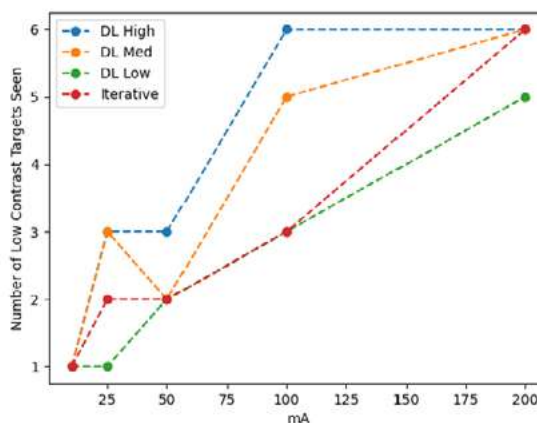
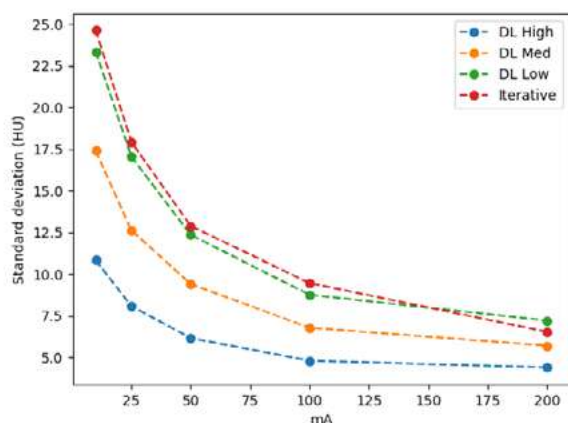
## INTRODUCCIÓN

Además de los tradicionales métodos de reconstrucción filtrada e iterativa en CT, los fabricantes están empezando a incluir reconstrucción basada en Deep Learning (DL). Se hace necesario, por tanto, caracterizar físicamente la calidad de imagen de estos métodos y compararlos con los tradicionales para informar de sus posibles mejoras.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha empleado el modelo de CT Revolution Apex de General Electric (GE) para realizar imágenes al maniquí CatPhan 504 a distintos mA con el protocolo de fábrica de GE "6.1 GSI – Abdomen portal" a 120 kV, 2.5 mm de espesor de corte y en modo helicoidal. Se ha reconstruido con métodos iterativos (ASiR 40, por defecto) y con DL en modo bajo, medio y alto. El análisis de datos se ha realizado con el paquete Pylinac de Python.

## RESULTADOS





Los resultados para el ruido en la región uniforme del maniquí y el número de grupos de bajo contraste (1%) visibles se muestran en las figuras. La MTF a 50 mA difiere menos del 3% para todos los métodos de reconstrucción. Se observan artefactos con forma de cuadrícula con DL alto para 10-50 mA.

#### DISCUSIÓN

El ruido disminuye notablemente en los modos de DL medio y alto; la visibilidad a bajo contraste mejora para DL medio y alto, pero empeora ligeramente DL bajo; y todo ello manteniendo la MTF idéntica al método iterativo. Por tanto, el modo DL bajo no parece aportar mejoras sustanciales frente a ASiR 40, mientras que DL medio y, en especial DL alto, mejoran la calidad de imagen, pero DL alto podría añadir artefactos si la corriente es muy baja.

Teniendo en consideración que los índices de ruido de GE (aproximadamente iguales a la desviación estándar) típicos en nuestro centro para abdomen son 15-25, con 25 mA y reconstrucción iterativa se conseguiría dicho índice. En base a los resultados, es recomendable probar en ámbito clínico el modo DL medio a unos 16 mA para preservar la resolución a bajo contraste, disminuir el ruido y reducir la dosis un 36%.

#### CONCLUSIONES

Frente a la reconstrucción iterativa, la reconstrucción con DL mejora las propiedades de ruido y detectabilidad a bajo contraste preservando la resolución espacial, ofreciendo, por tanto, una potencial reducción de dosis para los pacientes. No obstante, se debe vigilar la aparición de artefactos en algunas situaciones.

---

## OBTENCIÓN DE LA CTF DE UN SISTEMA MAMOGRÁFICO A PARTIR DE LA IMAGEN DE UN PATRÓN DE BARRAS

Lozano Martínez, F. R. (1); Rot San Juan, M. J. (1); Martínez Gómez, L. C. (1); Gilarranz Moreno, R. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

#### INTRODUCCIÓN

En el siguiente trabajo se presenta un método para la obtención de la función de transferencia del contraste (CTF) en sistemas de mamografía digital sobre imágenes de un patrón de barras con diferentes frecuencias espaciales ( $v_n$ ). Esta función es muy utilizada en controles de calidad rutinarios y puede servir como base para la obtención de otras funciones importantes como la *point spread function* (PSF), la *modulation transfer function* (MTF) etc.

#### MATERIAL Y MÉTODO

Para el cálculo de la CTF se han utilizado imágenes del maniquí TOR MAX (*Leeds Test Objects*) muy utilizado en el ámbito hospitalario. Este maniquí, entre otros componentes, tiene dos patrones de barras en su interior (figura.1) con frecuencias espaciales desde 1 lp/mm hasta 20 lp/mm, los cuales han sido utilizados como base para el cálculo.



FIGURA 1. Imagen del maniquí TOR MAX.



La CTF se define como [Christos M. Michail et al. (2014)]:

$$CTF(/nu) = \frac{I_{max}(/nu) - I_{min}(/nu)}{I_{max}(/nu) + I_{min}(/nu)}$$

Donde  $I_{max}(v)$  es un máximo local y  $I_{min}(v)$  es un mínimo local de la intensidad, medido en cada uno de los patrones de barras para una frecuencia dada. Para obtener estas intensidades en cada una de las regiones de diferente frecuencia del patrón de barras (figura.1), hemos programado una rutina en java en imageJ, que en diferentes regiones de interés (ROIs) ubicadas dentro de cada una de estas regiones de diferentes frecuencias ( $v_n$ ) traza perfiles de intensidad consecutivos  $profi(v_n)$  en una dirección perpendicular al patrón, para promediarlos en un perfil de intensidad promedio y buscar en él el valor máximo y el mínimo.

Es importante mencionar que las imágenes han sido obtenidas en formato *raw*, ya que el procesamiento puede introducir filtros de realce de borde u otro tipo, que afectan a la modulación y portan a la CTF.

## RESULTADOS

En la siguiente figura se presentan los valores de la CTF medidos para 3 sistemas mamográficos digitales. Los datos se presentan hasta la frecuencia de Nyquist ( $v_{Ny} = 1/2p$ , siendo  $p$  el tamaño de pixel en mm), ya que en estos sistemas digitales el tamaño de pixel representa una limitación física para la resolución espacial.

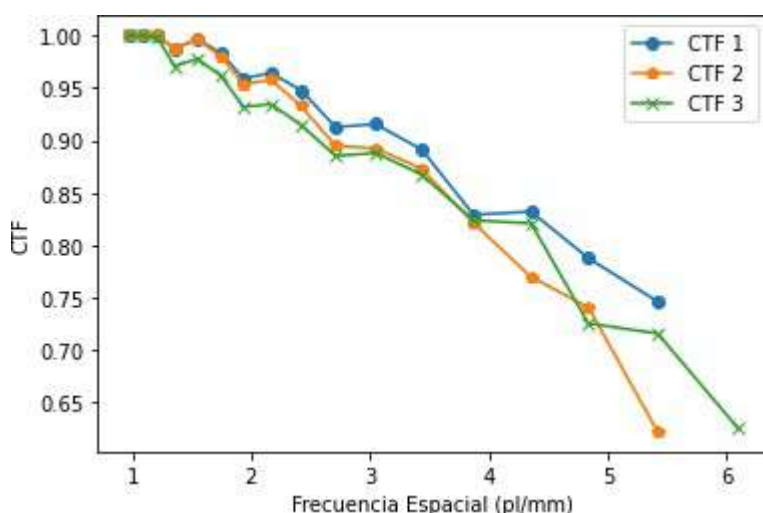


FIGURA 2. Valores de la CTF para los 3 sistemas mamográficos.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El método descrito es un método bastante sencillo que no requiere de un "setup" muy complejo para la adquisición de la imagen y que nos da acceso a una curva (CTF) que como ya hemos comentado puede ser la llave a otras funciones de gran valor (PSF, MTF, etc.).

Además se puede utilizar para establecer valores de referencia en los controles de calidad y vigilar la variabilidad de los mismos de forma mensual.

# ESTIMACIÓN DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL EN UN SISTEMA DE TOMOSÍNTESIS DIGITAL DE MAMA CON UN MANIQUÍ DE DISEÑO PROPIO

Simancas Ortiz de Zárate, F. (1); Cano Iglesias, E. (1); Torres Sánchez, J. (1); Martínez Luna, R. J. (1); Miñano Herrero, J. A. (1)  
(1) Hospital Universitario Reina Sofía

PALABRAS CLAVE: TOMOSÍNTESIS DIGITAL DE MAMA, RESOLUCIÓN ESPACIAL, MTF

## INTRODUCCIÓN

En el protocolo español de tomosíntesis de mama<sup>1</sup> no existe una prueba específica para determinar la resolución espacial. El protocolo europeo (EUREF) de tomosíntesis digital de mama (DBT)<sup>2</sup> propone estimar la resolución espacial de las imágenes



de proyección usando la métrica MTF. En este trabajo estimamos las curvas MTF a partir de las imágenes de un maniquí de diseño propio siguiendo las recomendaciones propuestas en EUREF.

## MATERIAL Y MÉTODOS

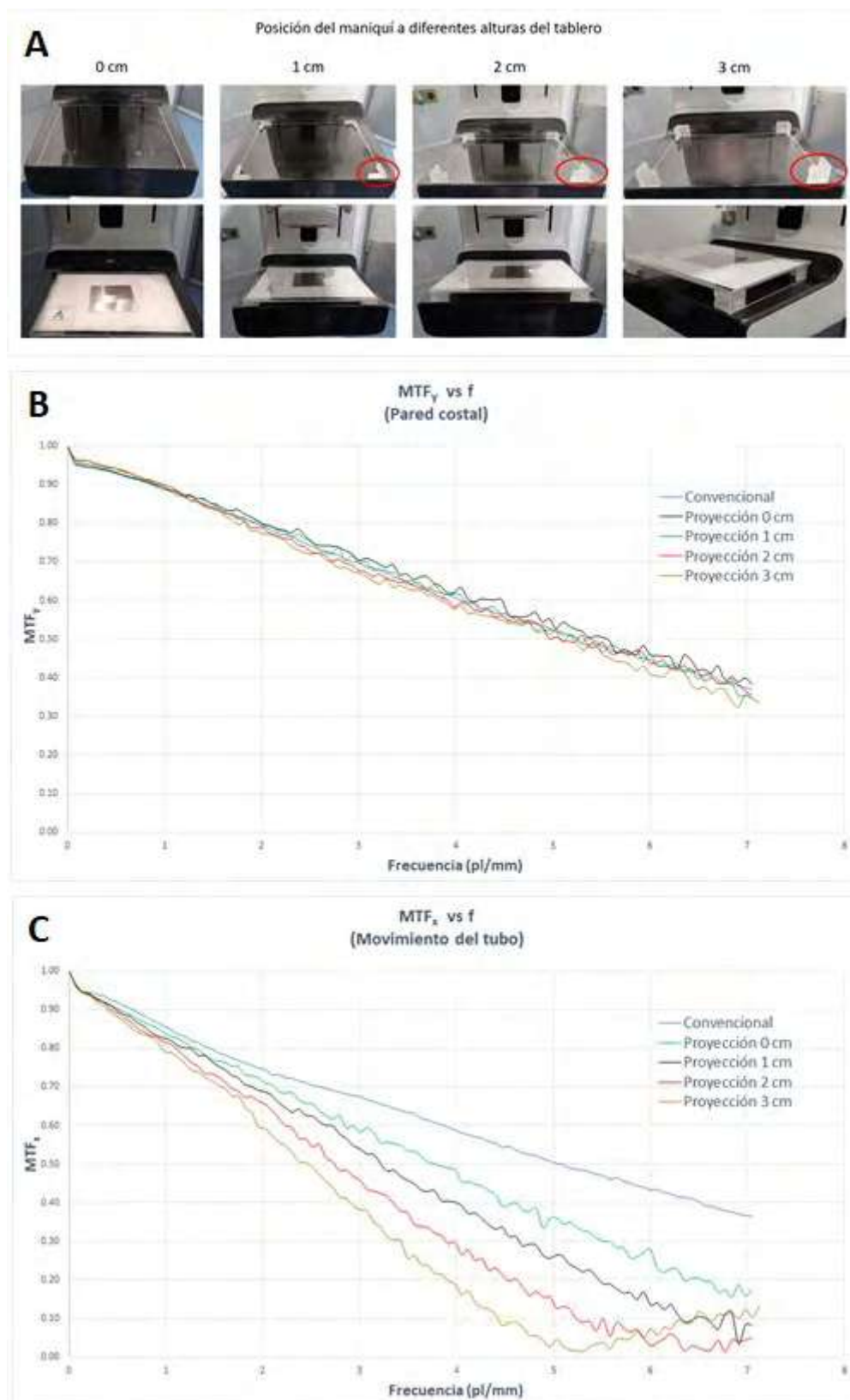
El maniquí consta de una lámina de acero de espesor 1 mm, área 10x10 cm<sup>2</sup>, girada un ángulo de 2° entre dos láminas de PMMA de 2 mm de espesor. El maniquí tiene iguales dimensiones que el detector del mamógrafo Hologic 3Dimensions, figura A.

Se obtienen imágenes convencionales y de proyección en formato *Flat Field* sin usar pala de compresión ni rejilla. En el modo DBT se evalúa la proyección central a diferentes alturas respecto el detector: 1, 2 y 3 cm. Las curvas MTF se obtuvieron mediante el plugin COQ de ImageJ.

## RESULTADOS

En la siguiente figura se muestra la colocación del maniquí a diferentes distancias del tablero del sistema DBT de Hologic 3Dimensions (A), curvas MTF vs (pl/mm) en dirección paralela al movimiento del tubo (eje X) (B) y dirección perpendicular al movimiento del tubo (eje Y) (C).





En la siguiente tabla se muestran los valores de resolución espacial (pl/mm) de las imágenes convencional y de proyección del maniquí propuesto para el eje X e Y. Para DBT se incluyen los valores de pl/mm obtenidos variando la altura del maniquí respecto al tablero.



| Frecuencia (pl/mm) a MTF (50%) |                                |                                       |                                |
|--------------------------------|--------------------------------|---------------------------------------|--------------------------------|
| Tipo de imagen                 | Distancia maniquí-tablero (cm) | Eje X (dirección movimiento del tubo) | Eje Y (dirección pared costal) |
| Convencional                   | 0                              | 5.1                                   | 5.3                            |
| Proyección (DBT)               | 0                              | 3.8                                   | 5.6                            |
|                                | 1                              | 3.2                                   | 5.2                            |
|                                | 2                              | 2.7                                   | 5.1                            |
|                                | 3                              | 2.4                                   | 5.1                            |

## DISCUSIÓN

En el eje X, el valor de MTF(50%) en la imagen convencional es 5.1 pl/mm (tabla). En las proyecciones, debido al emborronamiento provocado por el movimiento del foco, éste es menor. Esta reducción es más significativa conforme nos alejamos del tablero. Por el contrario, la MTF(50%) en el eje Y es aproximadamente 5 pl/mm en ambos tipos de imagen. Al ser el eje perpendicular al movimiento del tubo el efecto del emborronamiento no existe.

En las figuras B y C se observa que la resolución espacial en imágenes convencionales es similar al comparar ambos ejes, sin embargo, en las proyecciones existe una clara anisotropía. Las curvas MTF de las proyecciones son más ruidosas debido a que las imágenes se adquieren con menor exposición. Además, el método de sobremuestreo que estima la MTF reajusta el tamaño de pixel, siendo este quien determine el compromiso entre el nivel de ruido y la resolución en frecuencia de la curva.

## CONCLUSIONES

En este trabajo proponemos un procedimiento sencillo y fácilmente reproducible, basado en EUREF, con un maniquí de fabricación propia que sirva, al menos, como medida de estabilidad de la resolución espacial de nuestros equipos DBT.

La resolución espacial estimada en las imágenes convencionales es compatible con los valores habituales<sup>3</sup>. Además, nos ha permitido identificar la degradación en la MTF debida al movimiento del punto focal y la influencia con la distancia al detector.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> PROTOCOL FOR THE QUALITY CONTROL OF THE PHYSICAL AND TECHNICAL ASPECTS OF DIGITAL BREAST TOMOSYNTHESIS SYSTEMS. EUREF. 2018.
- <sup>2</sup> PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE SISTEMAS DE TOMOSÍNTESIS DE MAMA. SEFM, SEDIM Y SEPR. SEPTIEMBRE 2020.
- <sup>3</sup> CHEVALIER M, TORRES R. MAMOGRAFÍA DIGITAL. REV FIS MED 2010;11(1):11-26.

# INFLUENCIA DE LA TENSIÓN DE ADQUISICIÓN EN LA CALIDAD DE IMAGEN PARA UN CT ESPECTRAL DE DOBLE CAPA DE DETECTORES

Prieto, D. (1); Williamson, S. (1); Chillida Rey, R. (1); Galiano, P. (1); Béjar, M. J. (1); Capuz, B. (1); Cámara, M. (1); Colmenares, R. (1); García, J. D. (1); Sevillano, D. (1); Moris, R. (1); García, F. (1)  
(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

PALABRAS CLAVE: CT, ESPECTRAL, CALIDAD IMAGEN, MTF, RUIDO

## INTRODUCCIÓN

Los nuevos equipos CT[1] espectrales suponen una ampliación de información disponible para el clínico, pudiendo reconstruir imágenes como si el objeto hubiera estado expuesto a un haz de fotones (monoenergético) de diferentes tensiones[2].

Para generar las imágenes anteriores es necesario adquirir las imágenes brutas a partir de la exposición del paciente a un haz (no monoenergético) generado por un tubo de RX.



En el caso de los CT de doble capa de detectores[3], la adquisición de las imágenes originales se realiza a partir de la exposición del paciente al haz proveniente de un único tubo con una tensión pico fija. La primera bancada de detectores analizará los fotones de baja energía y la segunda bancada los fotones de alta energía. Generando así, los dos puntos de partida de información para un CT espectral.

Dado que a partir de una adquisición pueden simular diferentes tensiones de adquisición, hemos querido estudiar la influencia del voltaje pico seleccionado.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza este estudio en un CT espectral Philips CT 7500. Se realizan series axiales sobre un maniquí CATPHAN 600, con las tres tensiones habilitadas para el cálculo espectral, 100, 120 y 140kV.

Se reconstruyen las imágenes monoenergéticas entre 40keV y 200keV y se analizan las imágenes resultantes sobre nuestro maniquí a partir del software AutoQA lite v 3.1.5.11 (Iris QA)

Las adquisiciones han sido realizadas para el área de estudio de cabeza.

Se evalúa, el contraste, la MTF2%, la MTF10% y el valor del ruido.

## RESULTADOS

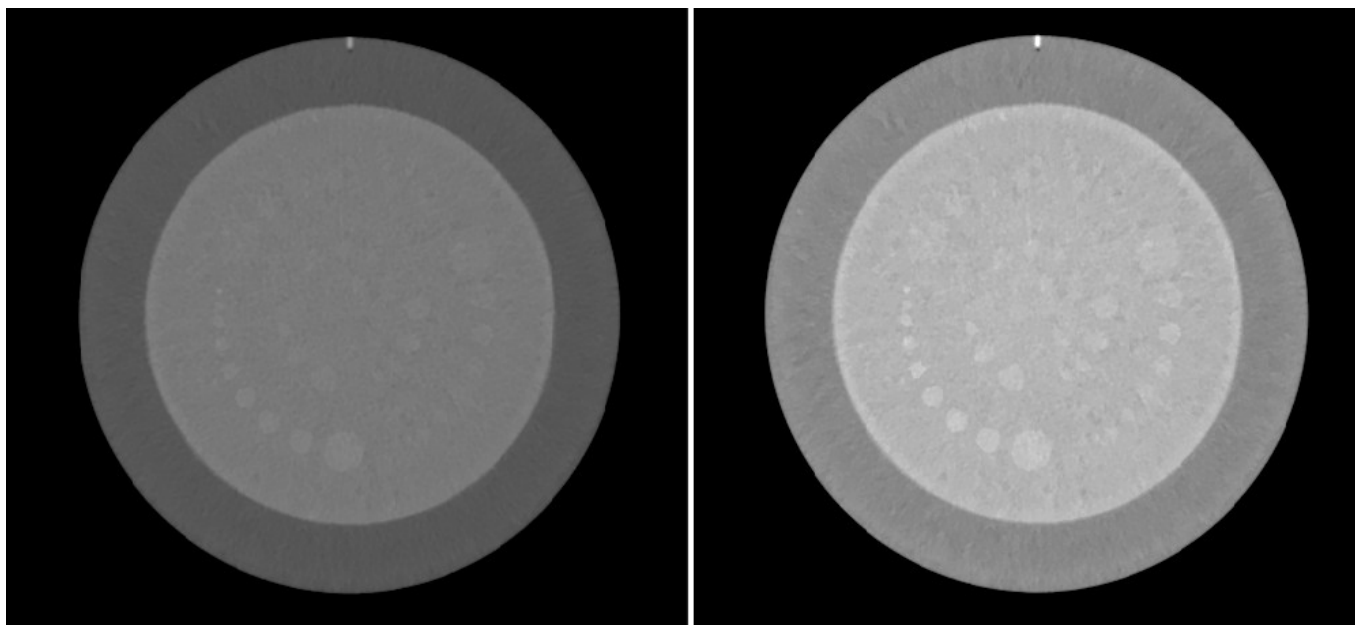
Los resultados obtenidos para MTF2%, MTF10%, y ruido se presentan en la tabla 1.

**TABLA 1: Resultados obtenidos para MTF 2%, MTF 10% y Ruido**

| Imagen<br>monoenergética | MTF 2 % |             |         | MTF 10 % |             |         | Ruido   |            |         |
|--------------------------|---------|-------------|---------|----------|-------------|---------|---------|------------|---------|
|                          | 100 kVp | 120 kVp     | 140 kVp | 100 kVp  | 120 kVp     | 140 kVp | 100 kVp | 120 kVp    | 140 kVp |
| <b>40</b>                |         | <b>8,22</b> | 6,52    |          | <b>5,69</b> | 5,35    | 4,2     | <b>4,1</b> | 3,4     |
| <b>50</b>                |         | <b>7,23</b> | 6,52    |          | <b>5,67</b> | 5,32    | 3,4     | <b>3,1</b> | 2,5     |
| <b>60</b>                | 6,37    | <b>6,98</b> | 6,52    | 5,22     | <b>5,63</b> | 5,32    | 3       | <b>2,5</b> | 2,5     |
| <b>66</b>                | 6,28    | <b>6,95</b> | 6,54    | 5,15     | <b>5,61</b> | 5,39    | 2,9     | <b>2,4</b> | 2,1     |
| <b>70</b>                | 6,27    | <b>6,94</b> | 6,59    | 5,15     | <b>5,6</b>  | 5,39    | 2,9     | <b>2,4</b> | 1,9     |
| <b>80</b>                | 6,2     | <b>6,91</b> | 6,59    | 5,15     | <b>5,58</b> | 5,39    | 2,8     | <b>2,2</b> | 1,9     |
| <b>90</b>                | 6,24    | <b>6,94</b> | 6,68    | 5,13     | <b>5,6</b>  | 5,42    | 2,8     | <b>2,1</b> | 1,7     |
| <b>100</b>               | 6,32    | <b>6,92</b> | 6,65    | 5,21     | <b>5,64</b> | 5,42    | 2,9     | <b>2,2</b> | 1,7     |
| <b>110</b>               | 6,32    | <b>6,92</b> | 6,65    | 5,21     | <b>5,63</b> | 5,42    | 2,8     | <b>2,1</b> | 1,6     |
| <b>120</b>               | 6,28    | <b>6,78</b> | 6,64    | 5,2      | <b>5,64</b> | 5,42    | 2,9     | <b>2</b>   | 1,6     |
| <b>150</b>               | 6,26    | <b>6,73</b> | 6,61    | 5,19     | <b>5,63</b> | 5,4     | 2,7     | <b>2</b>   | 1,6     |
| <b>200</b>               | 6,26    | <b>6,98</b> | 6,95    | 5,16     | <b>5,68</b> | 5,35    | 2,9     | <b>2,3</b> | 1,9     |

La comparativa de contraste se presenta para el caso de 66 keV y 40 keV en la figura 1

El software de análisis no es capaz de obtener el resultado de MTF para la adquisición de 100kVp cuando reconstruimos 40 keV y 50 keV



**FIGURA 1. Sección de evaluación de contraste del maniquí CATPHAN 600 para reconstrucción monoenergética a 66keV y 40keV adquiridos con 120kVp**

#### DISCUSIÓN

Este equipo solo realiza estudios espectrales para tensiones de adquisición mayores o iguales a 100kVp

La técnica de adquisición seleccionada influye en la calidad de imagen de las reconstrucciones generadas posteriormente.

La elección de 120kVp presenta para cualquier energía la mejor MTF2% y contraste en la reconstrucción monoenergética a 40keV, mientras se mantiene en segundo lugar en los demás indicadores evaluados. Por ello, sería la elección adecuada de forma general.

Si el clínico necesitará reducir el ruido debería recurrir a la adquisición con 140kVp. Puede observarse la imagen más ruidosa para 40 keV que para 66 keV en la figura 1.

#### CONCLUSIÓN

La adquisición con 120kVp es la que presenta globalmente mejor resultado en calidad de imagen aplicable de forma general a todos los estudios.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> So A, NICOLAOU S. SPECTRAL COMPUTED TOMOGRAPHY: FUNDAMENTAL PRINCIPLES AND RECENT DEVELOPMENTS. KOREAN J RADIOL 2021;22:86–96. [HTTPS://DOI.ORG/10.3348/kjr.2020.0144](https://doi.org/10.3348/kjr.2020.0144)
- <sup>2</sup> Yu L, LENG S, MCCOLLOUGH CH. DUAL-ENERGY CT-BASED MONOCHROMATIC IMAGING. AJR AM J ROENTGENOL 2012;199:9–15. [HTTPS://DOI.ORG/10.2214/ajr.12.9121](https://doi.org/10.2214/ajr.12.9121)
- <sup>3</sup> RASSOULI N, ETESAMI M, DHANANTWARI A, RAJIAH P. DETECTOR-BASED SPECTRAL CT WITH A NOVEL DUAL-LAYER TECHNOLOGY: PRINCIPLES AND APPLICATIONS. INSIGHTS IMAGING 2017;8:589–98. [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/s13244-017-0571-4](https://doi.org/10.1007/s13244-017-0571-4)



## EFFECTO TALÓN EN MAMOGRAFÍA: MEDIDAS CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA Y COMPARACIÓN DE EQUIPOS

Luján Expósito, Á. (1); Blasco Avellaneda, D. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Hernández Tébar, E. (1); Buades Forner, M. J. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: MAMOGRAFÍA, EFECTO TALÓN, DOSIS, UNIFORMIDAD.

### INTRODUCCIÓN

Se presentan los resultados de la cuantificación de la variación de la dosis del haz de radiación como consecuencia del efecto talón en los tres equipos de mamografía disponibles en el Hospital Virgen de la Arrixaca de Murcia.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha empleado película radiocrómica XR-SP2 (GafchromicTM)<sup>1</sup> para obtener la distribución de radiación en el plano del tablero del detector. Se ha obtenido la curva de calibración de dosis de la película en el rango de interés mediante ajuste potencial de la respuesta del canal rojo de los valores de píxel de la película digitalizada. Con tal fin, se ha empleado el escáner Epson Expression 12000XL Pro A3. Los valores de dosis para las calidades de haz empleadas y para cada mamógrafo han sido medidos con multímetro Raysafe X2. La calibración obtenida se ha aplicado a un perfil de dosis medido con la película radiocrómica de tamaño 3 cm x 19 cm dispuesta a lo largo de la dirección pared costal-gantry (dirección principal del efecto talón), pegada a bucky. Para completar la caracterización se ha medido mediante igual metodología en la dirección perpendicular del tablero (izda.-dcha.).

### RESULTADOS

La FIGURA 1a) recoge la variación de la dosis con la distancia desde el borde del detector más próximo al tórax, normalizada a 6 cm, a partir de 1cm, para no considerar las penumbras. Se presenta el ajuste lineal correspondiente en la FIGURA 1b). Los parámetros de dicho ajuste, así como el gradiente de dosis medido, se encuentran resumidos en la TABLA 1.

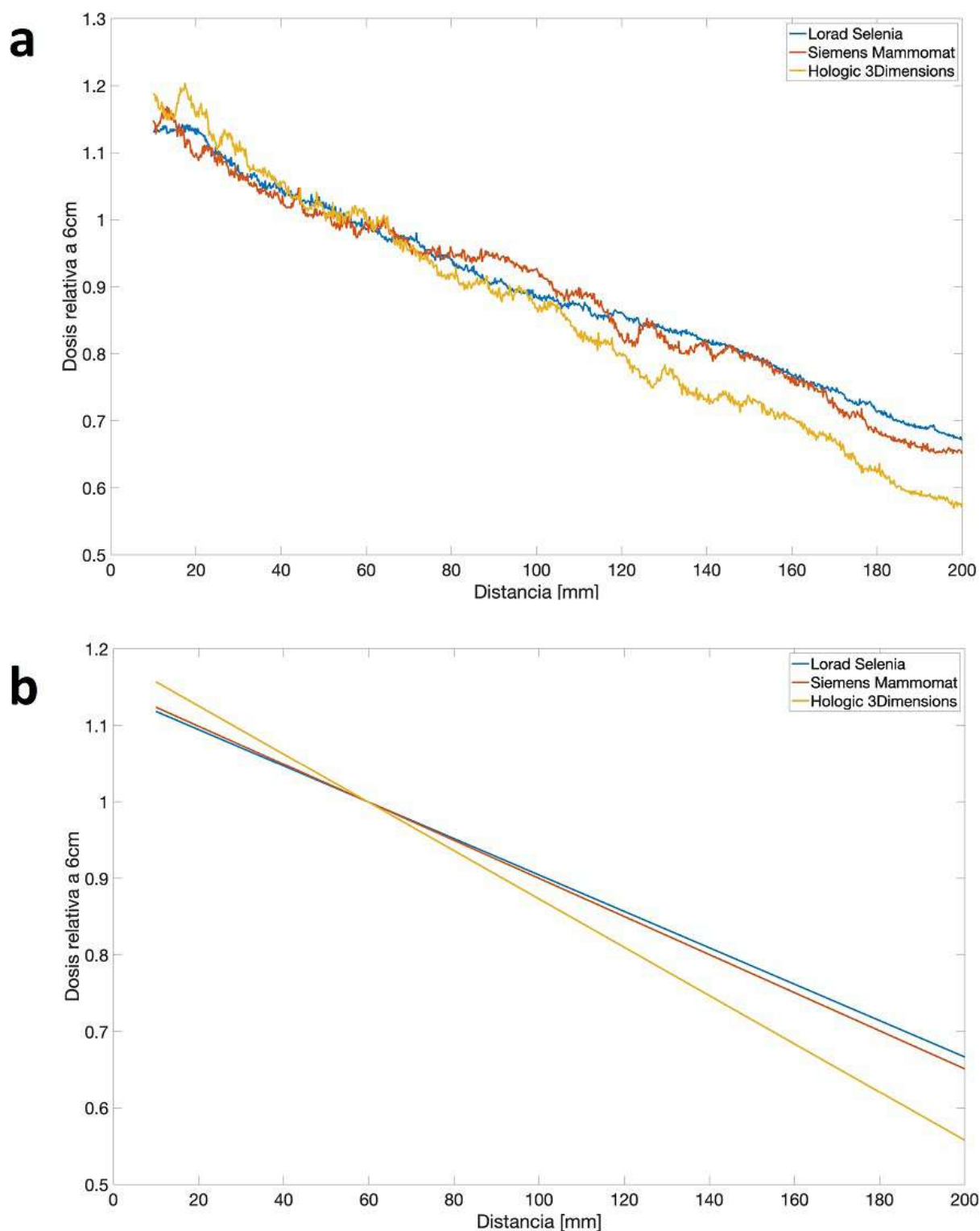


FIGURA 1: Variación de la dosis relativa con la distancia (a) y ajuste lineal correspondiente (b).

| Mamógrafo           | Ajuste lineal                              | $R^2$  | Caída con la distancia (%/cm) |
|---------------------|--------------------------------------------|--------|-------------------------------|
| Lorad Selenia       | $DR (\%) = -0.0024 d (\text{mm}) + 1.1560$ | 0.9899 | $2.41 \pm 0.02$               |
| Siemens Mammomat    | $DR (\%) = -0.0025 d (\text{mm}) + 1.1530$ | 0.9864 | $2.50 \pm 0.01$               |
| Hologic 3Dimensions | $DR (\%) = -0.0031 d (\text{mm}) + 1.1750$ | 0.9908 | $3.12 \pm 0.02$               |

TABLA 1: Parámetros del ajuste lineal de la dosis normalizada frente a la distancia sobre el detector para cada mamógrafo.





## DISCUSIÓN

El efecto talón produce pérdida de uniformidad en la imagen radiográfica y este debe ser corregido mediante métodos apropiados en el procesamiento de la imagen. No se observa diferencias de dosis estadísticamente significativas en la dirección izda.-dcha.

## CONCLUSIONES

La corrección de la dosis se ha observado lineal con la distancia y supone diferencias de dosis comprendidas entre el 50 y el 70 % según el equipo.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> GIADDUI T, CUI Y, GALVIN J, CHEN W, YU Y, XIAO Y. CHARACTERISTICS OF GAFCHROMIC XRQA2 FILMS FOR KV IMAGE DOSE MEASUREMENT. MED PHYS. 2012 FEB;39(2):842-50.

# APLICACIÓN DEL OBSERVADOR MODELO NPWE COMO ALTERNATIVA AL ANÁLISIS TAMAÑO DE DETALLE-CONTRASTE EN MAMOGRAFÍA DIGITAL

Cuenca Bandín, T. (1); Ronda Peñacoba, S. (2); Pérez Gómez, F. (2); Fernández Iglesias, A. (2); Fuentemilla Uribe, N. (2); de la Llanza Granja, V. (2); Miquélez Alonso, S. (2); Caudepón Moreno, F. (2); Bragado Álvarez, L. (2); Mañeru Cámara, F. (2); Pellejero Pellejero, F. (2); Lamaison Vidarte, M. (2)

(1) Clínica Universidad de Navarra, (2) Hospital Universitario de Navarra

PALABRAS CLAVE: MAMOGRAFÍA DIGITAL; CONTROL DE CALIDAD; CALIDAD DE IMAGEN; OBSERVADOR MODELO;

## INTRODUCCIÓN

El objetivo del trabajo es encontrar una alternativa al método estándar para obtener el espesor umbral en mamografía digital mediante observador modelo NPWE.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizó un mamógrafo Hologic, modelo Selenia Dimensions.

Los espesores umbral se obtuvieron empleando el maniquí CDMAM 3.4 (Artinis, Nijmegen), y el software de análisis basado en CDCOM de Artinis. Se adquirieron imágenes en configuración estándar para diversas exposiciones en el rango 37-345 uGy.

Las imágenes para obtener NNPS y MTF se realizaron y analizaron siguiendo la norma ICE 62220-1-2, a excepción del NNPS, que se obtuvo empleando láminas de metacrilato, variando el kerma entre 34 y 345 uGy.

El contraste se calculó utilizando Al del 99.9% de pureza de 10mm x 10mm x 0.2mm.

Se obtuvieron los resultados de 6 controles de calidad correspondientes al periodo 2018-2023.

Se comparó si los valores de espesor umbral obtenidos para cada diámetro de objeto con el maniquí ( $t_t$ ) y los índices de detectabilidad ( $I_d$ ) eran repetibles temporalmente analizando el coeficiente de variación.

Con las adquisiciones correspondientes al 2018 (referencia) se realizaron los ajustes:  $\log(t_t) = a \cdot \log(I_d) + b$  y  $\log(t_t) = A \cdot \log(I_d)^2 + B \cdot \log(I_d) + C$ , comprobando si los valores de espesor umbral obtenidos teóricamente mediante ambos ajustes podían aplicarse con reproducibilidad temporal y cuál era más adecuado.

Se realizó un ajuste global para todo el rango de kerma.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los valores de  $t_t$  en el tiempo tienen un CV promedio de 6.3%, y los de  $I_d$  de 6.8%. Al presentar CV<10%, se verifica la constancia temporal de ambas.

Los ajustes de los valores de referencia fueron, para el ajuste lineal:  $a = -0.7067$  y  $b = -0.1212$ , con  $R^2 = 0.9924$ , y para el cuadrático:  $A = 0.1334$ ,  $B = -0.9383$  y  $C = -0.0603$ , con  $R^2 = 1.0000$ . En la siguiente figura se observan las desviaciones para ambos ajustes en tres diámetros seleccionados.

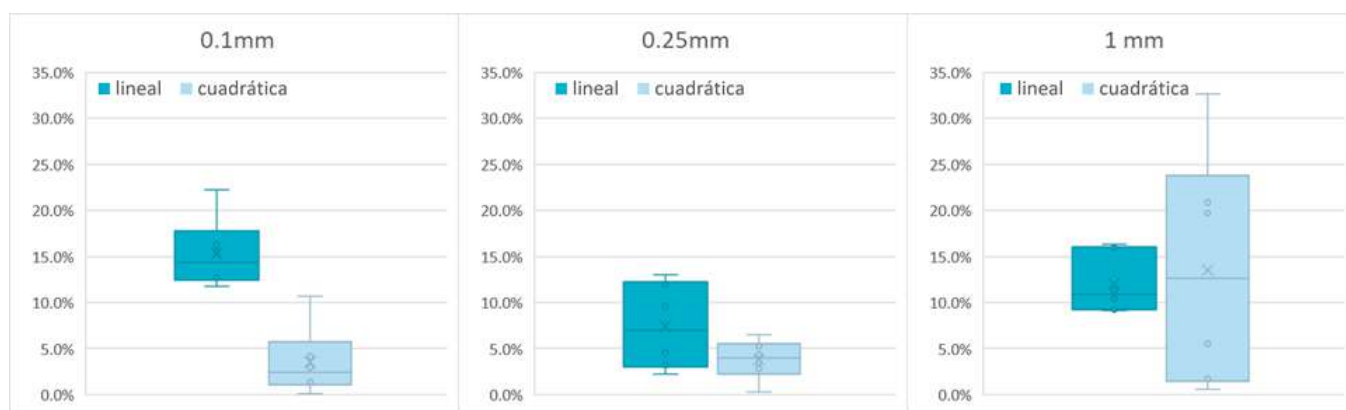


Imagen 1- Desviaciones obtenidas de los ajustes frente a los valores  $t_r$  del CDMAM

Considerando todos los años y diámetros, la desviación promedio del ajuste lineal es del 6.7% y del cuadrático 4.7%. Como vemos en las imágenes, para diámetros más pequeños es mejor aplicar un ajuste cuadrático. Al realizar un análisis de varianza entre los valores de  $t_r$  y los predichos a partir de  $I_d$  se obtuvo un valor de  $p < 0.39$ .

Con los resultados anteriores, para la curva  $\log(I_d)$  vs  $\log(t_r)$  se hizo únicamente un ajuste cuadrático incluyendo todos los valores de kerma, obteniendo  $A=0.0996$ ,  $B=-0.9170$  y  $C=-0.0619$  con  $R^2=0.9923$ . La desviación promedio de todos los diámetros por kerma al usar los valores de ajuste de referencia y los del global fueron:

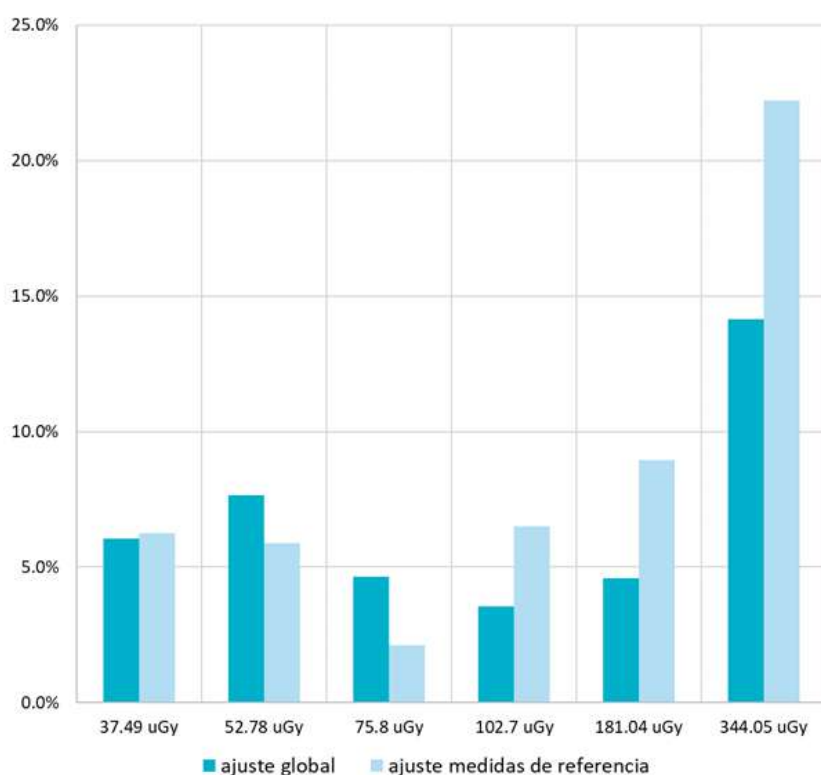


Imagen 2- Desviaciones del ajuste de referencia y del global frente a los valores  $t_r$  del CDMAM

Ambos ajustes muestran una zona de mínimos para kermas similares a la referencia, aumentando la desviación conforme nos alejamos. En el rango del kerma de referencia, el ajuste con la curva de referencia muestra desviaciones menores.

## CONCLUSIONES

La aplicación del observador modelo en mamografía a partir del  $I_d$  es reproducible temporalmente, con desviaciones  $< 10\%$  mediante ajuste cuadrático.

Se desaconseja emplear valores de kerma lejanos al clínico para evitar desviaciones mayores de los valores esperables empleando un maniquí comercial.

## DETERMINACIÓN DE LA RELACIÓN SEÑAL-RUIDO A LA ENTRADA PARA EL CÁLCULO DE LA DQE EN EQUIPOS DE FLUOROSCOPIA

Jiménez Rubio, P. (1); González López, A. (1); Luján Exposito, Á. (1); Hernández Tébar, E. (1); Buades Forner, M. J. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: FLUOROSCOPIA, MONTE CARLO, RQA5

### INTRODUCCIÓN

A la hora de caracterizar el detector del equipo fluoroscópico OEC One CFD de GE (fig. 1), el procedimiento para la medida de DQE debe adaptarse a las limitaciones de su diseño. En este trabajo, se ha adaptado el procedimiento recomendado por la IEC [1] a estas limitaciones. En particular, el parámetro Signal to Noise Ratio in (SNR<sub>in</sub>) se tiene que obtener para distancias inferiores a 1.5 m y con filtraciones intrínsecas elevadas. Para su determinación, hemos seguido dos métodos.



### MATERIALES Y MÉTODO

**Haz de radiación:** La calidad de haz más próxima de las establecidas por la IEC [1] a las condiciones de uso del equipo es la RQA5. Por este motivo, añadimos a la salida del tubo un filtro de aluminio de 21 mm de espesor. El kVp empleado es el que el equipo ajusta automáticamente cuando usamos un maniquí de 20 cm de PMMA (64 kV). Además, la intensidad de corriente es la que produce una dosis en el detector igual a la que se tiene cuando usamos ese espesor de PMMA

**Métodos de cálculo de SNR<sub>in</sub>:** En primer lugar, se ha calculado el SNR<sub>in</sub> mediante una simulación Montecarlo. Para ello obtenemos el espectro incidente usando la aplicación SPEKTR 3.0 [2], con la filtración intrínseca del equipo y la añadida, de 5.35 mm y 21 mm de aluminio respectivamente. Posteriormente se ha ejecutado una simulación usando el código PENELOPE [3] para calcular la fluencia y el kerma en aire a 1 m de distancia de la fuente en un disco de 4cm de diámetro y 1 cm de altura.

El segundo método utiliza el modelo TASMIP [4], que proporciona la fluencia de partículas para haces monoenergéticos. Partiendo del espectro mencionado en el método anterior, se asocia a cada energía la correspondiente SNR<sub>in</sub> calculada con TASMIP, se multiplica por el peso del espectro y se suman todas las componentes para obtener la SNR<sub>in</sub> total.

|            | $SNR_{in}^2 \left[ \frac{\text{fotones}}{\text{mm}^2 \mu\text{Gy}} \right]$ | Desviación [%] |
|------------|-----------------------------------------------------------------------------|----------------|
| IEC        | 30174                                                                       | —              |
| Montecarlo | 30154                                                                       | -0.07          |
| TASMIP     | 30508                                                                       | 1.1            |



## RESULTADOS

Los resultados de ambos métodos se pueden ver en la figura 2. Por un lado, tenemos un valor de SNR<sub>in</sub> con TASMIP de 30508 fotones/mm<sup>2</sup>uGy. Por otro lado, con Montecarlo obtenemos 30154 fotones/mm<sup>2</sup>uGy, con una incertidumbre propia de la simulación del 0.7%.

## DISCUSIÓN

La diferencia en el cálculo de la SNR<sub>in</sub> de ambos métodos es del 1.2 %, cercana a la incertidumbre del método de Montecarlo. Además, los valores obtenidos no distan mucho del calculado por la IEC para la calidad del haz RQA5.

## CONCLUSIONES

Si el equipo a caracterizar se sale de los contemplados por la IEC, TASMIP proporciona un modelo sencillo para calcular el valor de SNR<sub>in</sub>. Para nuestro caso, hemos obtenido resultados similares a los encontrados con Montecarlo.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> IEC 62220:1. MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT – CHARACTERISTICS OF DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICES – PART 1: DETERMINATION OF THE DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY.
- <sup>2</sup> PUNNOOSE, J., XU, J., SISNIEGA, A., ZBIJEWSKI, W., & SIEWERDSEN, J. H. (2016). SPEKTR 3.0—A COMPUTATIONAL TOOL FOR X-RAY SPECTRUM MODELING AND ANALYSIS. MEDICAL PHYSICS, 43(8PART1), 4711-4717.
- <sup>3</sup> SALVAT, F., FERNÁNDEZ-VAREA, J. M., & SEMPAY, J. (2008, JUNE). PENELOPE-2008: A CODE SYSTEM FOR MONTE CARLO SIMULATION OF ELECTRON AND PHOTON TRANSPORT. IN WORKSHOP PROCEEDINGS, BARCELONA, SPAIN (VOL. 30).
- <sup>4</sup> BOONE, J. M., & SEIBERT, J. A. (1997). AN ACCURATE METHOD FOR COMPUTER-GENERATING TUNGSTEN ANODE X-RAY SPECTRA FROM 30 TO 140 kV. MEDICAL PHYSICS, 24(11), 1661-1670.

# ENERGÍA EFECTIVA DE LAS RECONSTRUCCIONES VIRTUALES MONOENERGÉTICAS EN UN TC DE ENERGÍA DUAL

Merino Gestoso, J. Á. (1); Solís Preciado, N. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Forner Forner, Á. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Hortelano Domínguez, A. M. (1); Rodríguez Hidaño, M. D. P. (1); Molina Cruz, R. (1); Fustes Sanjuán, M. D. L. M. (1); Castro Rizos, I. (1); Fonseca Siles, Á. (1); Díaz del Álamo Sánchez Crespo, S. (1); Boo Pardo, A. M. (1); Santamarta Pastrana, C. M. (2)

(1) Hospital Universitario de Toledo, (2) UNED

PALABRAS CLAVE: TC DUAL, ENERGÍA EFECTIVA, RECONSTRUCCIONES VIRTUALES MONOENERGÉTICAS

## INTRODUCCIÓN

Con la instalación de cada vez más equipos TC de energía dual en los hospitales, resulta interesante evaluar una de las herramientas más utilizadas que esta tecnología proporciona, las imágenes virtuales monoenergéticas. El objetivo de este estudio será evaluar el algoritmo de reconstrucción de estas imágenes desde el punto de vista de la obtención de la energía con la que se han generado.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para la realización del estudio se ha utilizado un TC de energía dual Siemens SOMATOM.go.Sim. Para la obtención de las imágenes se ha utilizado el módulo CTP682 del maniquí de imagen en TC Catphan 700 de The Phantom Laboratory (módulo de geometría y sensitometría).

Se realizaron exposiciones duales para diferentes valores de carga, 110, 210, 310 y 410 mAs y se hicieron reconstrucciones virtuales monoenergéticas para un rango de 40 keV a 150 keV en pasos de 10 keV. Para la obtención de la energía efectiva se ha utilizado el método descrito por Millner et al. en 1978, que consiste en, conociendo los coeficientes de atenuación lineal de los diferentes materiales para todas las energías de interés, buscar la energía en la que los valores de los coeficientes de atenuación lineal mejor se ajusten a los valores medidos de números Hounsfield para los materiales de los que se disponga. Los coeficientes de atenuación másicos para los diferentes materiales se obtuvieron de la página web del NIST (National Institute of Standards and Technology).



## RESULTADOS

Las energías efectivas calculadas para las diferentes reconstrucciones virtuales monoenergéticas se pueden ver en la siguiente figura (TABLA 1), así como su representación gráfica comparándolas con los valores teóricos (FIGURA 1).

## DISCUSIÓN

Se puede observar que para valores de energías bajos el valor teórico y el valor calculado coinciden a la perfección, sin embargo, a medida que se aumenta la energía, empiezan a aparecer desviaciones entre unos valores y otros, haciéndose estas diferencias bastante notables para las energías más altas. No existen diferencias en el valor de la energía efectiva para los diferentes valores de carga.

## CONCLUSIONES

Cuando una nueva tecnología está instaurándose, resulta interesante y necesario realizar la validación de los diferentes algoritmos con los que se trabaja, como el caso que nos ocupa de la reconstrucción virtual monoenergética. Aunque el hecho de que el valor de la energía efectiva no tenga un impacto directo sobre la práctica diagnóstica, si que resultará importante en su utilización para tratamientos de radioterapia llevando a calcular diversas curvas de calibración, así como por supuesto, su aplicación en los controles de calidad periódicos a los que es sometida el equipo.

| Energía nominal (keV) | Energía efectiva (keV) |
|-----------------------|------------------------|
| 40                    | 40                     |
| 50                    | 49                     |
| 60                    | 58                     |
| 70                    | 68                     |
| 80                    | 77                     |
| 90                    | 88                     |
| 100                   | 100                    |
| 110                   | 112                    |
| 120                   | 128                    |
| 130                   | 145                    |
| 140                   | 166                    |
| 150                   | 187                    |

TABLA 1. Energía efectivas calculadas.

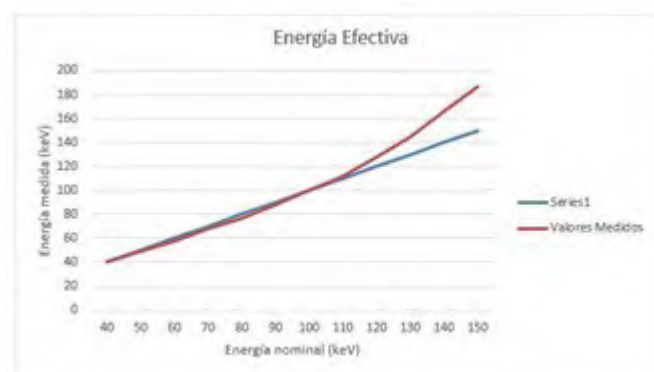


FIGURA 1. Comparativa de energías efectivas.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MILLNER MR, PAYNE WH, WAGGENER RG ET AL. DETERMINATION OF EFFECTIVE ENERGIES IN CT CALIBRATION. MEDICAL PHYSICS. 5 (6) Nov/Dic 1978.
- <sup>2</sup> BERGER MJ, HUBBELL JH ET AL. 2009. XCOM: PHOTON CROSS SECTIONS DATABASE, NIST STANDARD REFERENCE DATABASE 8 (XGAM). [HTTP://WWW.NIST.GOV/PHYSLAB/DATA/XCOM/INDEX.CFM](http://www.nist.gov/phylab/data/xcom/index.cfm).

# ESTUDIO DE LA EXACTITUD Y PRECISIÓN DEL ALGORITMO DE CORRECCIÓN DE ARTEFACTO METÁLICO EN UN TC SIMULADOR

Agüera Rodríguez, R. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Escobar Corominas, I. (1); Gómez Llorente, P. L. (1); Benito García, J. C. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Montes Fuentes, C. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Granado Alonso, L. (1); Tenllado Baena, E. (1); García Repiso, S. (1); Martín Rincón, C. (1)  
(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA, SEMAR, ARTEFACTO METÁLICO, UNIDADES HOUNSFIELD, RECONSTRUCCIÓN

## INTRODUCCIÓN

Los artefactos metálicos generados por prótesis afectan negativamente a la estimación de las Unidades Hounsfield (UH), influyendo en el cálculo de dosis absorbida. En este trabajo se evalúa la exactitud con la que un algoritmo de corrección de artefacto metálico (MAR) modifica el valor de las UH, el nivel de corrección que introduce en diferentes situaciones y su eficacia al minimizar artefactos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza un equipo de Tomografía Computarizada (TC) del fabricante Canon, modelo Aquilion Exceed LB, empleado como TC simulador. Dispone del algoritmo de corrección de artefacto metálico Single Metal Artifact Reduction (SEMAR) basado en la corrección de los Raw Data e implementado en el proceso de reconstrucción iterativa.

Se utiliza el Maniquí de control de sistemas de planificación (SEFM, 2008) para realizar adquisiciones con un inserto metálico (aluminio o titanio) combinado con teflón, delrin y polietileno o bien polietileno, poliuretano y styrofoam para 4 kilovoltajes (80, 100, 120 y 135). Se reconstruyen sin y con corrección SEMAR.

Se miden las UH en el interior de cada inserto para valorar el cambio de UH producido por SEMAR, y en el interior de un anillo alrededor de cada inserto para valorar la reducción de artefactos debidos a implantes metálicos.

## RESULTADOS

La TABLA 1 muestra la variación de UH al aplicar SEMAR a la reconstrucción iterativa estándar AIDR3D:

TABLA 1

| CAMBIO DE UH (SEMAR - NO_SEMAR) |             |        |       |        |       |        |       |        |       |
|---------------------------------|-------------|--------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|-------|
| MATERIAL                        |             | 80 kV  |       | 100 kV |       | 120 kV |       | 135 kV |       |
| ALUMINIO                        | OCCLUSOR    | -59.4  | -0.8  | -2.1   | 0.1   | -0.2   | 0.0   | 0.5    | 0.0   |
| TEFLÓN                          | DELRIN      | -97.9  | -4.0  | -0.6   | -0.3  | -0.4   | 0.0   | -0.4   | 0.2   |
| ALUMINIO                        | POLIURETANO | -115.3 | 9.3   | -2.8   | -0.3  | -1.7   | -0.1  | -0.9   | -0.3  |
| TEFLÓN                          | STYROFOAM   | -1.9   | 0.8   | -1.2   | 0.1   | 0.1    | -0.1  | -0.2   | 0.3   |
| TITANIO                         | OCCLUSOR    | -1013  | 10.2  | -671.5 | 5.8   | -455.7 | 6.4   | -287.6 | -5.7  |
| TEFLÓN                          | DELRIN      | 51.7   | -1.8  | -5.6   | -3.1  | -11.6  | -17.5 | 20.3   | -26.7 |
| TITANIO                         | POLIURETANO | -1017  | -30.2 | -654.1 | -2.3  | -454.2 | 26.5  | -287.9 | 23.7  |
| TEFLÓN                          | STYROFOAM   | 177.7  | -63.5 | 102.7  | -54.4 | 54.3   | -37.8 | 70.7   | -34.1 |





La TABLA 2 muestra la diferencia entre la UH esperadas (adquisición con todos los insertos de polietileno) y las medidas y la desviación estándar de UH medidas en anillos alrededor de cada inserto en las 16 situaciones analizadas:

| ANILLOS ALREDEDOR DE INSERTOS: ERROR UH RESPECTO REFERENCIA Y CAMBIO DE DTP (SEMAR.vs.NO_SEMAR) |             |        |      |       |      |          |      |       |      |        |      |       |      |          |      |      |      |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|--------|------|-------|------|----------|------|-------|------|--------|------|-------|------|----------|------|------|------|
| MATERIAL                                                                                        |             | 80 kV  |      |       |      |          |      |       |      | 100 kV |      |       |      |          |      |      |      |
|                                                                                                 |             | SEMAR  |      |       |      | NO SEMAR |      |       |      | SEMAR  |      |       |      | NO SEMAR |      |      |      |
|                                                                                                 |             | ERROR  | DTP  | ERROR | DTP  | ERROR    | DTP  | ERROR | DTP  | ERROR  | DTP  | ERROR | DTP  | ERROR    | DTP  |      |      |
| ALUMINIO                                                                                        | OCCLUSOR    | -1.5   | 32.6 | 0.8   | 13.0 | -1.6     | 18.1 | 2.9   | 10.1 | -2.5   | 32.6 | -2.8  | 12.9 | -2.0     | 13.4 | 0.0  | 8.7  |
| TEFLÓN                                                                                          | DELRIN      | 3.2    | 15.5 | 0.2   | 14.4 | -2.4     | 14.1 | -0.5  | 10.1 | -5.4   | 15.3 | -2.4  | 10.0 | -2.9     | 12.3 | -2.5 | 9.7  |
| ALUMINIO                                                                                        | POLIURETANO | -1.4   | 84.1 | -7.1  | 15.9 | -1.1     | 20.2 | 1.1   | 11.1 | -1.1   | 13.3 | -1.0  | 9.1  | -1.4     | 13.3 | -0.9 | 9.0  |
| TEFLÓN                                                                                          | STYROFOAM   | 1.2    | 26.6 | -3.8  | 36.7 | -5.2     | 15.8 | -1.1  | 9.8  | -3.9   | 12.4 | -2.5  | 7.8  | -4.8     | 12.4 | -2.8 | 7.8  |
| TITANIO                                                                                         | OCCLUSOR    | 1.8    | 119  | 12.1  | 60.5 | -0.4     | 102  | 13.8  | 24.7 | 0.7    | 50.9 | 9.9   | 17.4 | -0.6     | 81.8 | 1.7  | 15.3 |
| TEFLÓN                                                                                          | DELRIN      | 6.3    | 62.0 | -1.9  | 34.4 | 34.4     | 109  | 13.4  | 49.6 | 6.0    | 47.6 | 10.7  | 39.1 | 32.1     | 77.4 | 7.0  | 38.3 |
| TITANIO                                                                                         | POLIURETANO | -0.6   | 74.6 | -8.5  | 27.2 | 1.7      | 289  | 28.6  | 77.5 | -0.5   | 98.9 | -0.2  | 23.6 | -0.8     | 222  | 20.7 | 61.1 |
| TEFLÓN                                                                                          | STYROFOAM   | 3.3    | 60.2 | -7.5  | 63.5 | 76.4     | 214  | -4.8  | 93.7 | -9.4   | 72.6 | -5.1  | 64.9 | 60.3     | 165  | -4.8 | 69.8 |
| MATERIAL                                                                                        |             | 120 kV |      |       |      |          |      |       |      | 135 kV |      |       |      |          |      |      |      |
|                                                                                                 |             | SEMAR  |      |       |      | NO SEMAR |      |       |      | SEMAR  |      |       |      | NO SEMAR |      |      |      |
|                                                                                                 |             | ERROR  | DTP  | ERROR | DTP  | ERROR    | DTP  | ERROR | DTP  | ERROR  | DTP  | ERROR | DTP  | ERROR    | DTP  |      |      |
| ALUMINIO                                                                                        | OCCLUSOR    | -1.6   | 12.6 | -1.5  | 7.7  | -1.4     | 12.5 | -1.0  | 7.8  | -2.0   | 11.7 | -2.1  | 7.0  | -1.6     | 11.9 | -2.0 | 7.0  |
| TEFLÓN                                                                                          | DELRIN      | -2.5   | 13.5 | -2.3  | 9.4  | -2.0     | 13.0 | -2.2  | 9.1  | -2.9   | 13.3 | -3.0  | 8.9  | -2.6     | 13.5 | -2.8 | 8.5  |
| ALUMINIO                                                                                        | POLIURETANO | -1.0   | 12.3 | -1.5  | 8.0  | -1.3     | 11.9 | -1.7  | 8.4  | -1.1   | 11.5 | -2.1  | 7.3  | -1.4     | 12.5 | -2.2 | 7.0  |
| TEFLÓN                                                                                          | STYROFOAM   | -3.5   | 12.9 | -3.3  | 7.1  | -4.7     | 12.8 | -62.3 | 6.8  | -3.6   | 13.2 | -3.6  | 6.4  | -3.6     | 13.1 | -3.6 | 6.1  |
| TITANIO                                                                                         | OCCLUSOR    | 0.5    | 49.3 | 11.0  | 19.5 | -0.8     | 46.0 | 0.1   | 11.1 | 0.8    | 62.8 | 5.2   | 23.1 | -0.8     | 33.0 | -1.1 | 11.6 |
| TEFLÓN                                                                                          | DELRIN      | 3.9    | 45.3 | 8.9   | 37.8 | 18.7     | 43.1 | 0.9   | 22.4 | 9.2    | 51.8 | 3.4   | 33.9 | 10.6     | 32.0 | 1.6  | 16.7 |
| TITANIO                                                                                         | POLIURETANO | -0.6   | 99.4 | -3.9  | 24.2 | -1.7     | 145  | -4.4  | 42.5 | -0.9   | 67.6 | -7.2  | 21.9 | -2.0     | 114  | -7.2 | 40.3 |
| TEFLÓN                                                                                          | STYROFOAM   | -10.5  | 70.8 | -2.3  | 66.6 | -38.3    | 110  | 9.6   | 46.7 | -3.4   | 26.8 | -9.4  | 62.8 | -31.7    | 92.2 | 4.4  | 42.0 |

TABLA 2

## DISCUSIÓN

En todas las configuraciones y para todos los kV e insertos, SEMAR tiende a reducir las UH. La corrección en aluminio es prácticamente nula (a excepción de 80 kV), mientras que SEMAR introduce correcciones significativas para el titanio con todos los kV. Para los materiales que rodean a la prótesis, las diferencias entre la reconstrucción con y sin SEMAR son inferiores a 3UH en presencia de aluminio, siendo mayores en las configuraciones con titanio, especialmente para el teflón y el styrofoam.

Se observa que, en aquellas disposiciones con inserto de aluminio, la desviación de UH y la DTP alrededor de los insertos se mantienen al aplicar SEMAR, a excepción de la segunda configuración con 80kV, donde aumenta la DTP con SEMAR. Con titanio, tan solo se observa una clara reducción de artefactos alrededor del metal en la última configuración, donde la desviación se reduce significativamente para todos los kV con SEMAR.

## CONCLUSIONES

En la mayor parte de situaciones analizadas, el algoritmo SEMAR no produce cambios significativos en los valores de UH de los materiales dentro del rango clínico que rodean a los insertos metálicos.

Las mayores correcciones introducidas por SEMAR ocurren en los valores de UH de los insertos metálicos.

SEMAR no reduce en todos los casos analizados los artefactos alrededor de las prótesis, lo que puede ser debido a la diferencia de tamaño y forma entre los insertos metálicos utilizados y las prótesis implantadas clínicamente.



## FLUOROSCOPIA DIGITAL CON CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN BASADO EN CALIDAD DE IMAGEN: EVALUACIÓN DE LAS DOSIS Y CALIDAD DE IMAGEN.

Garayoa Roca, J. (1); Valverde Morán, J. (1)

(1) Hospital Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: FLUOROSCOPIA, DIGITAL, CAE, CALIDAD DE IMAGEN, DOSIS

### INTRODUCCIÓN

Se ha evaluado la calidad de imagen y las dosis impartidas a pacientes por un equipo digital de fluoroscopia dedicado a Electrofisiología (Artis Icono, Siemens) que cuenta con el nuevo sistema Optiq [1] de control automático de exposición (CAE) basado en calidad de imagen. Este sistema elige los parámetros de exposición para maximizar la calidad de imagen de acuerdo a las características del paciente y el material del objeto de interés que se desea visualizar. Se ha comparado el rendimiento del nuevo sistema con otro equipo (Artis Zee, Siemens) dedicado también a Electrofisiología con el sistema antiguo de CAE basado en la tasa de dosis a la entrada del detector.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha medido la tasa de dosis a la entrada del paciente (simulado con 20 cm de PMMA). Para evaluar la calidad de imagen se ha empleado el maniquí CDRAD (Artinis Medical Systems) y se ha medido la relación contraste ruido (CNR) del inserto de mayor contraste y tamaño.

Las medidas se han realizado en ambos equipos seleccionando los programas clínicos de Electrofisiología. Se ha evaluado cómo afecta a la calidad de imagen el espesor de paciente.

### RESULTADOS

La tasa de dosis a la entrada del paciente es superior en el nuevo equipo:  $55 \pm 2 \mu\text{Gy/s}$  vs  $20,7 \pm 0,2 \mu\text{Gy/s}$  ( $k=2$ ) para la escopia baja. En la tabla 1 se presenta la CNR medida en cada equipo para los tipos de escopia disponibles, así como la dosis por frame a la entrada del paciente. La CNR es superior en el equipo que emplea el sistema OPTIQ (CAE\_OPTIQ) en comparación a la del equipo regulado con el sistema antiguo (CAE\_DOSIS), a costa de una mayor dosis a la entrada del paciente. Cabe señalar que el equipo con el sistema CAE\_DOSIS tiene programas muy optimizados que imparten dosis muy bajas de acuerdo a la limitada calidad de imagen que requieren los médicos para los procedimientos que realizan en esta sala. En el caso del equipo CAE\_OPTIQ, que acaba de ser instalado, nos encontramos en proceso de optimización de los programas inicialmente recomendados por el fabricante.

| ESPESOR<br>PACIENTE<br>(cm PMMA) | TIPO<br>ESCOPIA | CNR                         |                          | D/FRAME ( $\mu\text{Gy}$ )  |                          |
|----------------------------------|-----------------|-----------------------------|--------------------------|-----------------------------|--------------------------|
|                                  |                 | ARTIS ICONOS<br>(CAE_OPTIQ) | ARTIS ZEE<br>(CAE_DOSIS) | ARTIS ICONOS<br>(CAE_OPTIQ) | ARTIS ZEE<br>(CAE_DOSIS) |
| 11                               | BAJA            | $4,9 \pm 0,5$               | $2,1 \pm 0,2$            | 0,5                         | 0,3                      |
|                                  | MEDIA           | $6,8 \pm 0,7$               | $2,4 \pm 0,2$            | 0,9                         | 0,5                      |
|                                  | ALTA            | $9,4 \pm 1,1$               | $2,5 \pm 0,2$            | 2,0                         | 0,7                      |
| 19                               | BAJA            | $5,1 \pm 0,6$               | $1,6 \pm 0,2$            | 3,1                         | 1,9                      |
|                                  | MEDIA           | $6,6 \pm 0,8$               | $1,9 \pm 0,2$            | 5,9                         | 3,6                      |
|                                  | ALTA            | $8,6 \pm 1,1$               | $2,1 \pm 0,2$            | 13,0                        | 4,2                      |

TABLA 1. CNR (media  $\pm$  desviación estándar) y Dosis/frame (calculada a partir del PDA reportado por el equipo).

El sistema OPTIQ mantiene la calidad de imagen al aumentar el espesor de paciente, mientras que en el equipo con CAE\_DOSIS la CNR se degrada. Es destacable la diferencia en la selección de técnicas (TABLA 2): el sistema OPTIQ emplea un rango más amplio de kV en función del espesor del paciente.



| ESPESOR<br>PACIENTE<br>(cm PMMA) | TIPO ESCOPIA | TÉCNICA SELECCIONADA POR CAE |                            |
|----------------------------------|--------------|------------------------------|----------------------------|
|                                  |              | ARTIS ICONOS<br>(CAE_OPTIQ)  | ARTIS ZEE<br>(CAE DOSIS)   |
| 11                               | BAJA         | 61 - 119 - 4,4 - 0,9 - 5     | 86,4 - 15 - 3,1 - 0,9 - 6  |
|                                  | MEDIA        | 60 - 239 - 4,6 - 0,9 - 5     | 77,4 - 59 - 3,4 - 0,9 - 6  |
|                                  | ALTA         | 59 - 235 - 4,5 - 0,9 - 5     | 77,8 - 35 - 3,3 - 0,6 - 6  |
| 19                               | BAJA         | 107 - 35 - 3,5 - 0,9 - 5     | 86,7 - 89 - 3,5 - 0,9 - 6  |
|                                  | MEDIA        | 107 - 66 - 3,5 - 0,9 - 5     | 77,4 - 157 - 6,7 - 0,9 - 6 |
|                                  | ALTA         | 110 - 118 - 3,9 - 0,9 - 5    | 77,8 - 100 - 6,6 - 0,6 - 6 |

TABLA 2. Detalle de los parámetros técnicos seleccionados por los equipos estudiados para dos espesores de paciente.

## DISCUSIÓN

Es necesario instruir a los médicos en las nuevas características del equipo instalado y trabajar en la optimización de los programas clínicos.

## CONCLUSIONES

La aparición de nuevos sistemas de CAE basados en calidad de imagen obliga a actualizar las medidas de control de calidad que se vienen realizando en equipos digitales de fluoroscopia, incorporando métricas objetivas de calidad de imagen.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> TASHENOV, S. SIEMENS HEALTHINEERS. WHITE PAPER. OPTIQ REDEFINING IMAGE QUALITY AND DOSE IN MINIMALLY INVASIVE INTERVENTIONS.

# APLICACIÓN PRÁCTICA DE MÉTODOS MONTE CARLO EN RADIODIAGNÓSTICO: EQUIVALENCIA DE ESPESORES DE AL Y PMMA

Rodríguez Aranda, A. (I); Yáñez López, D. (I)

(I) Hospital Universitario De Gran Canaria Doctor Negrín

## INTRODUCCIÓN

En las pruebas DE012 y DG026 del PECCRX se propone controlar la desviación de dosis respecto a la de aceptación a partir de la compensación del CAI y CAE, respectivamente, para distintos espesores de PMMA y diferentes voltajes.

El objetivo de este trabajo es averiguar si es posible usar láminas de Al, de más fácil manejo que las pesadas placas de PMMA, tal que obtengamos la misma medida de dosis, facilitando así la ejecución de las citadas pruebas.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Fase experimental: equipo de RX convencional, láminas de diferentes espesores de Al y PMMA y un conjunto cámara- electrómetro (UNFORS XI Platinum Plus). Primero, se mide la HVL inherente y añadida del equipo a los kV con los que se va a trabajar, pues definirá nuestro espectro. Segundo, posicionamos la cámara a 100 cm del foco y para cada espesor de PMMA (encima de la misma) medimos la dosis. Tercero, a la salida del tubo de RX colocamos láminas de Al y nuestra cámara (justo detrás) buscando qué espesor da la misma dosis que en los casos de PMMA, obteniendo una pareja equivalente (Al a PMMA).

Fase de simulación MC: Realizamos un Monte Carlo usando el código PENELOPE para verificar los resultados experimentales. Aquí se usa la HVL medida y se calcula el espectro de rayos X con los programas XSC y TASMIP. Posteriormente se generan las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para buscar las equivalencias de Al que proporcionan las mismas dosis que los espesores de PMMA utilizados en la parte experimental.



## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La tabla 1 muestra la equivalencia entre los espesores de PMMA y Al obtenidos experimentalmente. Trabajar con los espesores de Al mostrados en la columna 2 de la tabla 1, producirá los mismos resultados de dosis que trabajar con los espesores de PMMA mostrados en la columna 1.

| PMMA (mm) | $Al_{Experimental}$ | $Al_{Monte Carlo}$ | Diferencia relativa (%) |
|-----------|---------------------|--------------------|-------------------------|
| 2         | 1.50                | 1.53               | 2.00                    |
| 4         | 3.80                | 3.96               | 4.21                    |
| 6         | 6.60                | 6.92               | 4.85                    |
| 8         | 7.60                | 7.28               | 4.21                    |
| 10        | 10.00               | 9.68               | 3.20                    |
| 12        | 13.20               | 13.18              | 0.15                    |
| 14        | 16.30               | 16.33              | 0.16                    |
| 16        | 19.50               | 19.56              | 0.31                    |
| 18        | 22.97               | 23.57              | 2.62                    |
| 20        | 26.41               | 26.64              | 0.89                    |
| 22        | 29.86               | 29.68              | 0.61                    |

TABLA 1. Espesores PMMA, de Al y diferencia relativa entre los resultados de espesores de Al experimental y MC.

Este resultado es apoyado por nuestro MC, ya que verificada la forma del espectro mediante los programas XSG y TASMIP, hemos obtenido, las curvas de dosis en profundidad de ambos materiales, los espesores de Al presentados en la columna 3 de la tabla 1. Las diferencias relativas entre los resultados experimentales y los proporcionados por el MC producen los valores presentes en la columna 4. Son discrepancias pequeñas, compatibles con las tolerancias típicas manejadas en radiodiagnóstico.

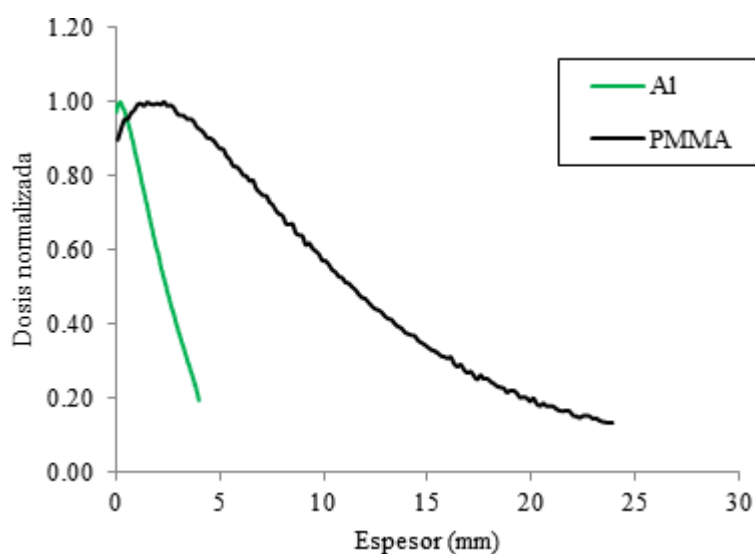


FIGURA 1. Dosis en profundidad para un determinado espesor de Al y PMMA.

## CONCLUSIONES

Es posible realizar las pruebas DE012 y DG026 del PECCR X usando Al en lugar de PMMA utilizando los espesores equivalentes calculados. Este modo de proceder facilita en varios sentidos la ejecución de la prueba, proporcionando resultados compatibles a los que se obtendrían con PMMA. La verificación con MC apoya esta conclusión.



## RESULTADOS DE APLICACIÓN DEL NUEVO PROTOCOLO DE LA IAEA DE DOSIMETRÍA EN TC DE HAZ ANCHO

Caudepon Moreno, F. (1); Pérez Gómez, F. (1); Fernandez Iglesias, A. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); De La Llana Granja, V. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Bragado Alvarez, L. (1); Mañeru Camara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1)  
(1) Hospital Universitario De Navarra

PALABRAS CLAVE: TC HAZ ANCHO DOSIMETRÍA TC

### INTRODUCCIÓN

En la actualidad los equipos TC de más alta gama presentan detectores con tamaños de cobertura de 8 cm o superiores. La IAEA publicó<sup>1</sup> donde se define la dosimetría para equipos TC de haces anchos. En este trabajo presentamos los resultados de aplicar este nuevo protocolo de dosimetría en dos equipos.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han realizado las medidas en dos equipos TC Canon Aquilion One Prism (Canon Medical System S.A.) con un detector de 320 filas de 0.5 mm y una cobertura máxima de 160 mm. Las medidas de dosis se han realizado con una cámara de TC tipo lápiz de 100 mm de PTW (PTW Freiburg GmbH, Freiburg) y maniquí de CTDI de cabeza de PTW (PTW Freiburg GmbH, Freiburg).

Se ha seguido el protocolo<sup>1</sup> que define cómo medir el CTDI<sub>vol</sub> de haces con una colimación superior a 40 mm. En la figura 1 se indica la fórmula para obtener el CTDI<sub>vol</sub> en el caso de haces anchos.

$$CTDI_{100,(N \times T) > 40} = CTDI_{100,ref} \times \left( \frac{CTDI_{free-in-air, N \times T}}{CTDI_{free-in-air, ref}} \right) \quad (9)$$

$CTDI_{100,ref}$  is the CTDI measured in a phantom for the reference beam width of  $(N \times T)_{ref}$ ; using an integration length of 100 mm;

$CTDI_{free-in-air, N \times T}$  is the  $CTDI_{free-in-air}$  for a desired specific value of  $N \times T$  (see table 1 for specification of required minimum integration length);

$CTDI_{free-in-air, ref}$  is the  $CTDI_{free-in-air}$  for the reference beam width of  $(N \times T)_{ref}$ ; using an integration length of 100 mm.

FIGURA 1.- Fórmula para el cálculo de CTDI<sub>vol</sub> para haces anchos

Se han medido los valores de CTDI<sub>vol</sub> de 8 colimaciones iguales o superiores a 40 mm (FIGURA 2). Como colimación de referencia se ha utilizado 5 mm x 4 con una cobertura de 20 mm. Todas las adquisiciones se han realizado con 120 kV, 300 mAs y FOV pequeño.





## RESULTADOS

En la FIGURA 2. se presentan las desviaciones entre los valores de CTDIvol medidos con nuestro equipamiento y los valores de CTDIvol que ofrece el fabricante para cada una de las colimaciones indicadas en el eje de abscisas, en los dos equipos evaluados.

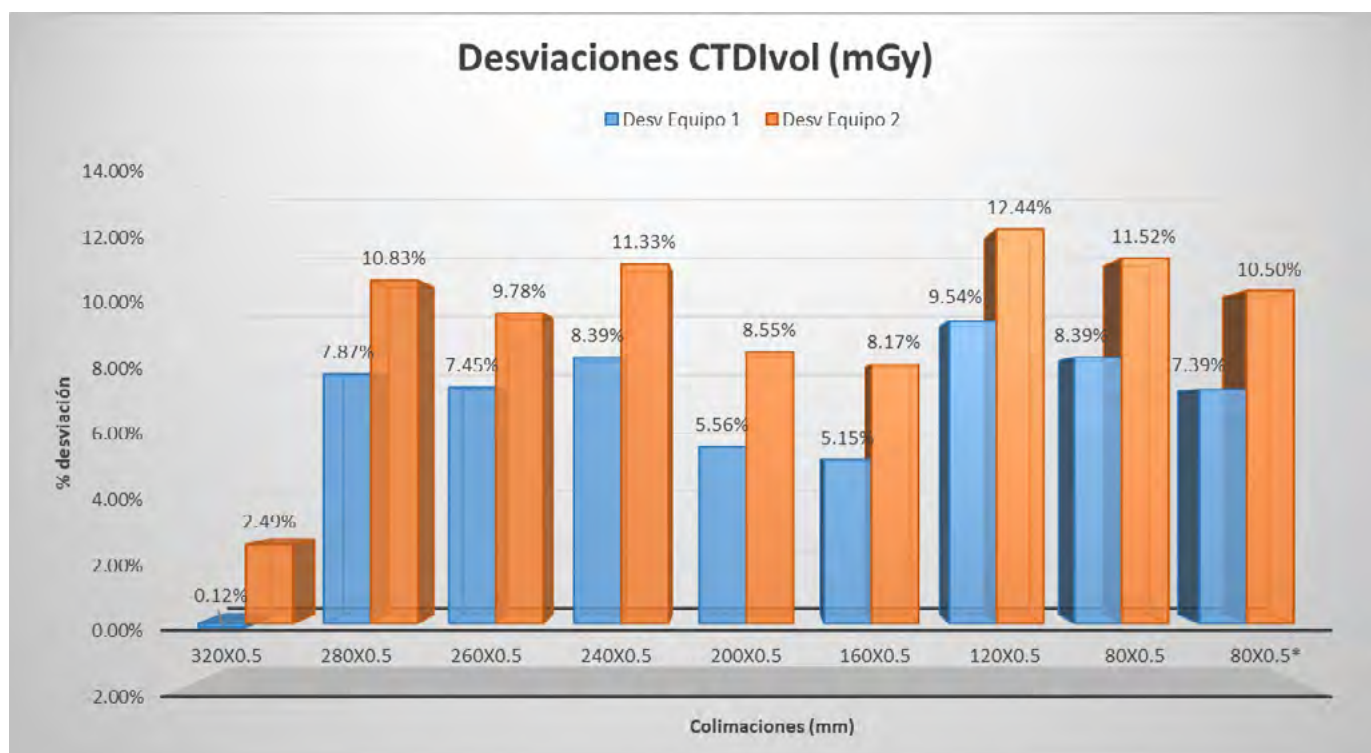


FIGURA 2.- Desviaciones de valores de CTDIvol medidos con nuestro equipamiento y los valores de CTDIvol ofrecidos por el equipo.

## DISCUSIÓN

Estas diferencias están dentro de las tolerancias indicadas por el Protocolo <sup>2</sup> en su apartado para dosimetría en equipos TC.

Las desviaciones de CTDIvol que se obtuvieron medidos con colimación convencional fueron de un 7.4% en el equipo 1 y de un 9.4% en el equipo 2. Las desviaciones de CTDI100 en aire que se obtuvieron medidos con colimación convencional fueron de un 4.6% en el equipo 1 y de un 8.2% en el equipo 2.

Hay que destacar que para medir el CTDIvol de haces anchos hay que medir el CTDIvol con haz de referencia, CTDI100 en aire con haz de referencia y CTDI100 en aire con haz ancho. Cada medida lleva asociado un error de medida y este se transmite al resultado final del CTDIvol en maniquí de haz ancho. Consideramos que los resultados obtenidos son coherentes.

## CONCLUSIONES

El nuevo protocolo de dosimetría de TC para equipos de haz ancho es fácilmente implementable en la rutina del control de calidad de los equipos TC con detectores de cobertura superior a 40 mm. Los resultados obtenidos son similares a los obtenidos con coberturas convencionales en estos mismos equipos.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> I.D. McLEAN. IAEA HUMAN HEALTH REPORTS NO. 5\_ STATUS OF COMPUTED TOMOGRAPHY DOSIMETRY FOR WIDE CONE BEAM SCAN. DIVISION OF HUMAN HEALTH. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY.

<sup>2</sup> PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO. SEFM-SEPR-SERAM.2011





# CÁLCULO DE LA MTF EN DETECTORES DIGITALES A PARTIR DE DIFERENTES MÉTODOS

Pérez Ríos, L. (1); Granado Olmedo, J. M. (1); Angulo Paín, E. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

PALABRAS CLAVE: MTF, TOR CDR, RESOLUCIÓN ESPACIAL

## INTRODUCCIÓN

El uso de la imagen digital en medicina está en continuo aumento, por ello, se propone el cálculo de la Función de Transferencia de Modulación (Modulation Transfer Function, MTF) a partir de dos métodos distintos, con el fin de obtener la resolución espacial de los diferentes detectores de acuerdo al Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico versión 2011.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han analizado 6 detectores digitales de los equipos portátiles disponibles en el hospital. Estos tienen diferentes parámetros físicos, distinto tamaño de píxel y distinto tamaño de la matriz, de tal manera que permite comparar los resultados obtenidos en función de las características de cada uno.

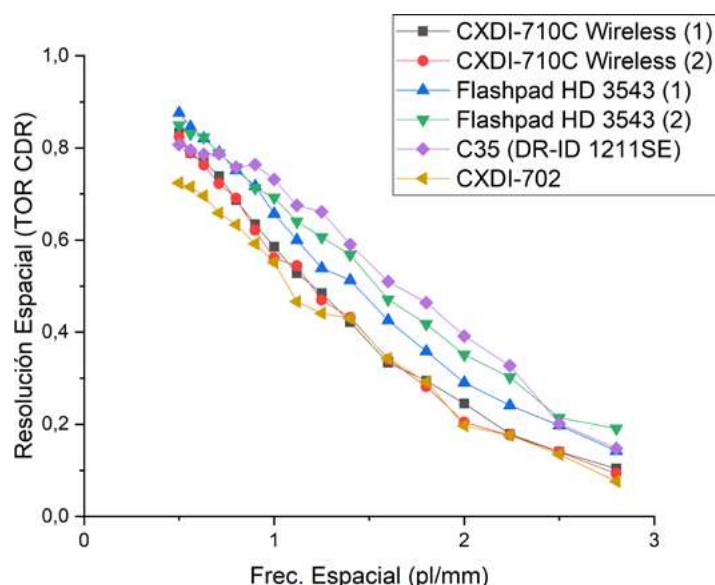
Se han empleado dos maniquíes distintos siguiendo las recomendaciones del documento IEC 62220-1 con una calidad de radiación RQA5. En primer lugar, se ha empleado el maniquí TOR CDR. A partir de ImageJ, se ha medido la diferencia entre el valor máximo y mínimo en la escala de grises con el fin de obtener el contraste para los distintos grupos de líneas. En segundo lugar, se ha utilizado el maniquí TO MTF. Para realizar los cálculos se ha hecho uso del plugin COQ de ImageJ con el que previamente se ha obtenido la función respuesta del detector para linealizar los valores de píxel obtenidos. La MTF se ha calculado haciendo el promedio de los valores obtenidos en las dos direcciones principales del detector.

Para el cálculo, con ambos maniquíes, se han analizado las imágenes en formato RAW.

## RESULTADOS

En la TABLA 1 se muestran los valores obtenidos para el cálculo de la MTF con ambos maniquíes. En la FIGURA 1 se representan los valores de la MTF obtenidos a partir del TOR CDR con el fin de comparar los resultados en función de las distintas características de los detectores empleados.

|                           | Modelo               | CXDI-710C Wireless |        | CXDI-710C Wireless |        | Flashpad HQ 2543 |        | Flashpad HQ 2543 |        | CR5 (DR-ID 1211SE) |        | CXDI-702    |        |
|---------------------------|----------------------|--------------------|--------|--------------------|--------|------------------|--------|------------------|--------|--------------------|--------|-------------|--------|
|                           | Marca                | Canon              |        | Canon              |        | GE               |        | GE               |        | Fujifilm           |        | Canon       |        |
|                           | Tamaño de píxel (µm) | 125                |        | 125                |        | 100              |        | 100              |        | 150                |        | 125         |        |
|                           | Matriz de píxeles    | 2800 x 3408        |        | 2800 x 3408        |        | 3524 x 4288      |        | 3524 x 4288      |        | 2336 x 2836        |        | 2800 x 3408 |        |
| Grupos de líneas visibles | pí/mm                | TOR CDR            |        | TO MTF             |        | TOR CDR          |        | TO MTF           |        | TOR CDR            |        | TO MTF      |        |
|                           |                      | TOR CDR            | TO MTF | TOR CDR            | TO MTF | TOR CDR          | TO MTF | TOR CDR          | TO MTF | TOR CDR            | TO MTF | TOR CDR     | TO MTF |
| 1                         | 0.5                  | 0,8325             | 0,8035 | 0,8246             | 0,8020 | 0,8762           | 0,846  | 0,8491           | 0,866  | 0,8074             | 0,867  | 0,7241      | 0,8245 |
| 2                         | 0.56                 | 0,7889             | 0,7840 | 0,7888             | 0,7775 | 0,8459           | 0,829  | 0,8307           | 0,85   | 0,7951             | 0,852  | 0,7154      | 0,793  |
| 3                         | 0.63                 | 0,7702             | 0,7555 | 0,7625             | 0,7385 | 0,8210           | 0,783  | 0,8231           | 0,812  | 0,7860             | 0,828  | 0,6960      | 0,7535 |
| 4                         | 0.71                 | 0,7389             | 0,7030 | 0,7225             | 0,6990 | 0,7903           | 0,741  | 0,7882           | 0,7865 | 0,7869             | 0,777  | 0,6587      | 0,738  |
| 5                         | 0.8                  | 0,6867             | 0,6680 | 0,6907             | 0,6580 | 0,7515           | 0,712  | 0,7573           | 0,765  | 0,7582             | 0,746  | 0,6332      | 0,7105 |
| 6                         | 0.9                  | 0,6338             | 0,6040 | 0,6211             | 0,6025 | 0,7169           | 0,664  | 0,7124           | 0,7225 | 0,7636             | 0,692  | 0,5920      | 0,641  |
| 7                         | 1                    | 0,5855             | 0,5700 | 0,5612             | 0,5600 | 0,6573           | 0,631  | 0,6922           | 0,684  | 0,7314             | 0,656  | 0,5515      | 0,6255 |
| 8                         | 1.12                 | 0,5283             | 0,5025 | 0,5442             | 0,5070 | 0,6002           | 0,571  | 0,6401           | 0,637  | 0,6755             | 0,625  | 0,4663      | 0,5675 |
| 9                         | 1.25                 | 0,4848             | 0,4680 | 0,4693             | 0,4705 | 0,5387           | 0,512  | 0,6060           | 0,586  | 0,6612             | 0,567  | 0,4408      | 0,5135 |
| 10                        | 1.4                  | 0,4216             | 0,4025 | 0,4324             | 0,4075 | 0,5127           | 0,467  | 0,5686           | 0,5335 | 0,5903             | 0,495  | 0,4301      | 0,4915 |
| 11                        | 1.6                  | 0,3337             | 0,3680 | 0,3413             | 0,3545 | 0,4256           | 0,402  | 0,4712           | 0,4795 | 0,5100             | 0,412  | 0,3426      | 0,4055 |
| 12                        | 1.8                  | 0,2944             | 0,3090 | 0,2817             | 0,3215 | 0,3581           | 0,352  | 0,4177           | 0,441  | 0,4641             | 0,332  | 0,2919      | 0,363  |
| 13                        | 2                    | 0,2450             | 0,2760 | 0,2046             | 0,2775 | 0,2905           | 0,307  | 0,3510           | 0,385  | 0,3916             | 0,279  | 0,1970      | 0,311  |
| 14                        | 2.24                 | 0,1787             | 0,2295 | 0,1762             | 0,2330 | 0,2412           | 0,268  | 0,3021           | 0,3485 | 0,3270             | 0,221  | 0,1761      | 0,2675 |
| 15                        | 2.5                  | 0,1404             | 0,2085 | 0,1400             | 0,2055 | 0,1977           | 0,229  | 0,2138           | 0,2945 | 0,2017             | 0,154  | 0,1347      | 0,245  |
| 16                        | 2.8                  | 0,1039             | 0,1685 | 0,0930             | 0,1710 | 0,1421           | 0,19   | 0,1909           | 0,2575 | 0,1478             | 0,11   | 0,0762      | 0,1895 |



## DISCUSIÓN

De la FIGURA 1 se comprueba que los detectores con menor tamaño de píxel son los que mejor resolución presentan. Sin embargo, el modelo CXDI-702 fue medido a una distancia foco – superficie detector menor de 150 cm por lo que se observan peores resultados a pesar de su tamaño de píxel. Además, se aprecia una mayor discrepancia con respecto a los valores obtenidos mediante el maniquí TO MTF. Se observa en la TABLA 1 que existe una buena concordancia entre ambos maniquíes para frecuencias bajas mientras que para las altas se obtienen mejores resultados con el maniquí TO MTF, salvo para el detector C35 (DR-ID 1211SE) debido posiblemente a su mayor tamaño de píxel.

## CONCLUSIONES

Debido a la falta de tolerancias en el PECCRDv2011 para el cálculo de la MTF, los resultados obtenidos nos permiten establecer un estado de referencia para futuros controles de calidad. Además, para detectores con un tamaño de píxel pequeño se podría calcular la MTF con el TOR CDR de manera alternativa al TO MTF.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> INTERNATIONAL STANDARD IEC 62220-1

<sup>2</sup> SEFM, SEPR, SERAM. PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIAGNÓSTICO (VERSIÓN 2011)

# ESTIMACIÓN DE CURVAS CONTRASTE-DETALLE EN EQUIPOS TC. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LA DETECTABILIDAD DE BAJO CONTRASTE (LCD)

Almansa López, J. (1); Herrera Garraón, E. (1)  
(1) Hospital Universitario Virgen de las Nieves

PALABRAS CLAVE: TC, LOW CONTRAST DETECTABILITY, CURVA CONTRASTE-DETALLE, RESOLUCIÓN CONTRASTE

## INTRODUCCIÓN

En la prueba del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico TC017 se establece la necesidad de medir la resolución de contraste mediante el uso de un maniquí con objetos de tamaño variable y similar, aunque distinto, coeficiente de atenuación respecto al maniquí.

En nuestra área de Protección Radiológica disponemos de 12 equipos TC (8 GE, 3 Siemens, 1 Philips) y únicamente disponemos del maniquí Catphan 503 que no dispone de módulo de bajo contraste.

La interpretación de la resolución de contraste utilizando el módulo de bajo contraste, además, se encuentra sujeta a la dependencia de la interpretación por el observador.



Es por ello que en los equipos GE se ha realizado habitualmente las pruebas de resolución de contraste según la metodología GE que consiste en la evaluación del parámetro LCD para una ROI de 3 mm no siendo posible la realización de esta prueba para los otros equipos.

El objetivo de este trabajo es desarrollar una herramienta propia que nos permita la evaluación, no solo del LCD para un tamaño de ROI sino un estimador mas completo de la resolución de contraste, es decir, de una curva contraste-detalle.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado una aplicación en Python que automatiza este proceso y que permite:

- el procesamiento simultaneo de varias imágenes
- la selección del área de cálculo para el LCD y el rango de tamaños de ROI utilizados para dividirla en celdas

Para la verificación del funcionamiento hemos seguido las indicaciones en el Manual técnico de los TC GE Revolution EVO y se han programado, para el maniquí Catphan 503, las adquisiciones de la TABLA 1 que serán las que analizaremos para cuatro equipos TC.

El valor de LCD para distintos tamaños de ROI se calcula como 3.29 veces la desviación estándar del promedio de HU de las celdas. Posteriormente realizamos un ajuste potencial de los valores LCD frente al tamaño de ROI. Este ajuste lo utilizaremos para obtener los valores LCD de interés.

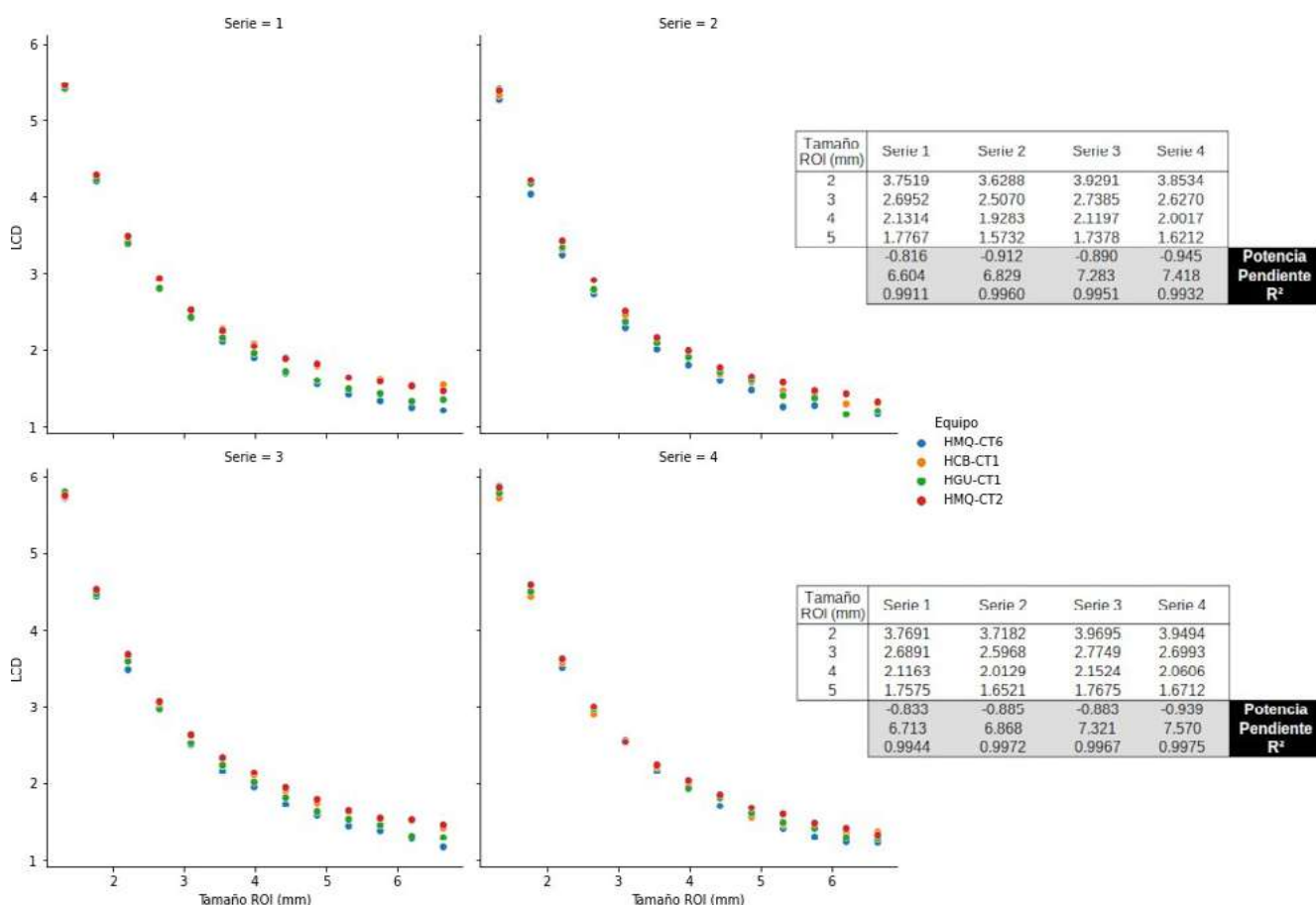
| Exploración        | Configuración                      | Intervalo (mm) | Gantry          | SFOV       | kV  | mA  | DFOV    | Recon | Análisis       | Tolerancia |
|--------------------|------------------------------------|----------------|-----------------|------------|-----|-----|---------|-------|----------------|------------|
| Axial Full 2 sg.   | 40 mm<br>8i x 5 mm                 | --             | S127.5-S92.5    | Small Body | 120 | 280 | 22,7 cm | Std   | Imágenes 3-6   | < 3.5      |
| Helical Full 1 sg. | 40 mm<br>8i x 5 mm<br>0,516 Pitch  | 1              | S111.5-S108.5   | Small Body | 120 | 300 | 22,7 cm | Std   | Imágenes 3-6   | < 3.5      |
| Axial Full 1 sg.   | 40 mm<br>4i x 10 mm                | --             | S125-S95        | Small Body | 120 | 280 | 22,7 cm | Std   | Imágenes 2 y 3 | < 3.5      |
| Helical Full 1 sg. | 40 mm<br>4i x 10 mm<br>0,516 Pitch | 2.5            | S113.75-S106.25 | Small Body | 120 | 170 | 22,7 cm | Std   | Todas          | < 3.5      |

TABLA 1: Parámetros de las adquisiciones, análisis y tolerancias de LCD



## RESULTADOS

Se puede observar en la Figura las curvas contraste-detalle para los cuatro equipos y las cuatro series estudiadas así como los resultados de los ajustes para dos de los equipos y valores de LCD estimados según ajuste.



Los resultados obtenidos para el tamaño de ROI de 3 mm además se encuentran en muy buena concordancia con los valores medidos en los equipos utilizando las herramientas propietarias de GE.

## DISCUSIÓN

La utilización de curvas contraste-detalle nos permite la posibilidad de realizar un análisis detallado de la resolución en contraste.

## CONCLUSIONES

Hemos desarrollado una herramienta sencilla y rápida que nos permite generalizar el análisis de resolución de contraste a todos nuestros equipos TC y supliendo la carencia de módulo de bajo contraste en nuestro maniquí Catphan.

Además podemos adaptar la herramienta a su utilización en otro tipo de maniqués (Maniquí uniforme de agua, maniqués específicos de los equipos) generalizando el análisis y utilizando un indicador mas versatil que el cálculo de LCD puntual.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REVOLUTION EVO — TECHNICAL REFERENCE MANUAL-5805441-1EN

<sup>2</sup> CHOIRUL ANAM ET AL. AUTOMATED DEVELOPMENT OF THE CONTRAST-DETAIL CURVE BASED ON STATISTICAL LOW-CONTRAST DETECTABILITY IN CT IMAGES. J APPL CLIN MED PHYS. 2022;23:E13719. <https://doi.org/10.1002/acm2.13719>



## ANÁLISIS DE LAS RECONSTRUCCIONES MONOENERGÉTICAS DE DISTINTAS CASAS COMERCIALES DE CT MEDIANTE EL MANIQUÍ CATPHAN 700

Fernandez Iglesias, A. (1); Perez Gomez, F. (1); Caudepon Moreno, F. (1); Fuentesmilla Uribe, N. (1); De la Llana Granja, V. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Lamaison, M. (1); Bragado Alvarez, L. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Miquelez Alonso, S. (1)  
(1) Hospital Universitario de Navarra

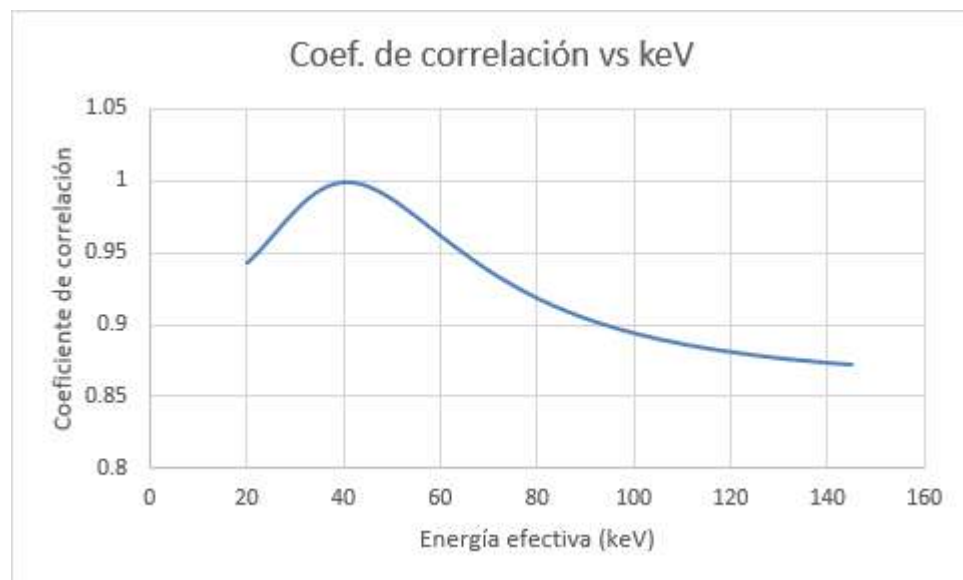
**PALABRAS CLAVE:** ADQUISICIÓN MULTIENERGÉTICA, ESPECTRAL, MONOENERGÉTICAS, ENERGÍA EFECTIVA

### INTRODUCCIÓN

Las aplicaciones derivadas de la adquisición multienergética en CT son cada vez más numerosas en la práctica clínica. Algunas de estas aplicaciones consisten en obtener un diagnóstico basándose en la descomposición de materiales que puede llevarse a cabo tras una adquisición de este tipo. Esto hace que el control de calidad de esta técnica gane cada vez más relevancia. En este trabajo se propone verificar la energía efectiva de las reconstrucciones monoenergéticas como parte del control de calidad de este tipo de adquisición.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Este trabajo se ha llevado a cabo en 2 CTs con distinta forma de adquirir la información multienergética: un Siemens Somatom Confidence 20c (2 adquisiciones independientes de 80 kV y 140 kV) y un Canon Aquilion One Prism (una adquisición con kV-switching entre 80 kV y 135 kV). Para el cálculo de la energía efectiva de las distintas reconstrucciones monoenergéticas se emplea el módulo CTP682 del Catphan 700, el cual dispone de 11 insertos de distinto material. El fabricante proporciona el coeficiente de atenuación lineal de cada uno de estos materiales para un rango amplio de energías. Esto permite obtener para cada paso de energía un coeficiente de correlación entre los coeficientes de atenuación lineal y las unidades Hounsfield de cada material medidas en la reconstrucción monoenergética. Se considera que la energía efectiva es la energía para la que el coeficiente de correlación es máximo (ver imagen 1).



### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 1 se muestra la energía efectiva obtenida para cada reconstrucción monoenergética. Además, se presenta la diferencia del coeficiente de correlación para las energías situadas a 10 keV de la energía efectiva con respecto al coeficiente de correlación de ésta.



| Reconstrucción monoenergética (keV) | Siemens Somatom Confidence |                                      |                                      | Canon Aquilion One Prism |                                      |                                      |
|-------------------------------------|----------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|
|                                     | E efectiva (keV)           | Dif. Coef correl. E efectiva -10 keV | Dif. Coef correl. E efectiva +10 keV | E efectiva (keV)         | Dif. Coef correl. E efectiva -10 keV | Dif. Coef correl. E efectiva +10 keV |
| 40                                  | 41                         | -1.638%                              | -1.424%                              | 42                       | -1.762%                              | -1.235%                              |
| 60                                  | 58                         | -0.773%                              | -0.413%                              | 59                       | -0.814%                              | -0.315%                              |
| 80                                  | 75                         | -0.187%                              | -0.101%                              |                          |                                      |                                      |
| 100                                 | 91                         | -0.058%                              | -0.023%                              | 104                      | -0.020%                              | -0.011%                              |
| 120                                 | 100                        | -0.011%                              | -0.010%                              |                          |                                      |                                      |
| 140                                 | 126                        | -0.005%                              | -0.004%                              | 134                      | -0.004%                              | -0.003%                              |

## CONCLUSIONES

El método propuesto es válido para la comprobación de las reconstrucciones monoenergéticas de menor energía (40-80 keV). Sin embargo, a medida que la energía aumenta, la variación que se produce en el coeficiente de atenuación de los materiales presentes en el maniquí deja de ser significativa. Como consecuencia, la curva de coeficientes de correlación se aplanan y la determinación del máximo de la curva adquiere mayor incertidumbre.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> MCCOLLOUGH, C. H., BOEDEKER, K., CODY, D., DUAN, X., FLOHR, T., HALLIBURTON, S. S., ... & PELC, N. J. (2020). PRINCIPLES AND APPLICATIONS OF MULTIENERGY CT: REPORT OF AAPM TASK GROUP 291. MEDICAL PHYSICS, 47(7), E881-E912.

# DESARROLLO DE UN SOFTWARE DE ANÁLISIS AUTOMÁTICO EN MATLAB R2021A PARA UN MANIQUÍ DE TAMAÑO DE DETALLE – CONTRASTE UMBRAL EN TOMOSÍNTESIS DE MAMA

Fernandez Iglesias, A. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Caudepon Moreno, F. (1); Perez Gomez, F. (1); Fuentemilla Urio, N. (1); De la Llana Granja, V. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Lamaison, M. (1); Bragado Alvarez, L. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1)  
(1) Hospital Universitario de Navarra

PALABRAS CLAVE: TOMOSÍNTESIS, ESPESOR UMBRAL, BAJO CONTRASTE, MANIQUÍ

## INTRODUCCIÓN

La tomosíntesis digital de mama es una técnica que proporciona información estructural volumétrica de la mama. El objetivo es eliminar la superposición del tejido mamario para poder mejorar la detección y el diagnóstico del cáncer de mama. Esta capacidad de detección en bajo contraste puede caracterizarse mediante un maniquí de tamaño de detalle – contraste umbral que contenga objetos de bajo contraste. El objetivo de este trabajo es proporcionar una herramienta para poder realizar el análisis de uno de estos maniqués de forma automática.

## MATERIAL Y MÉTODOS

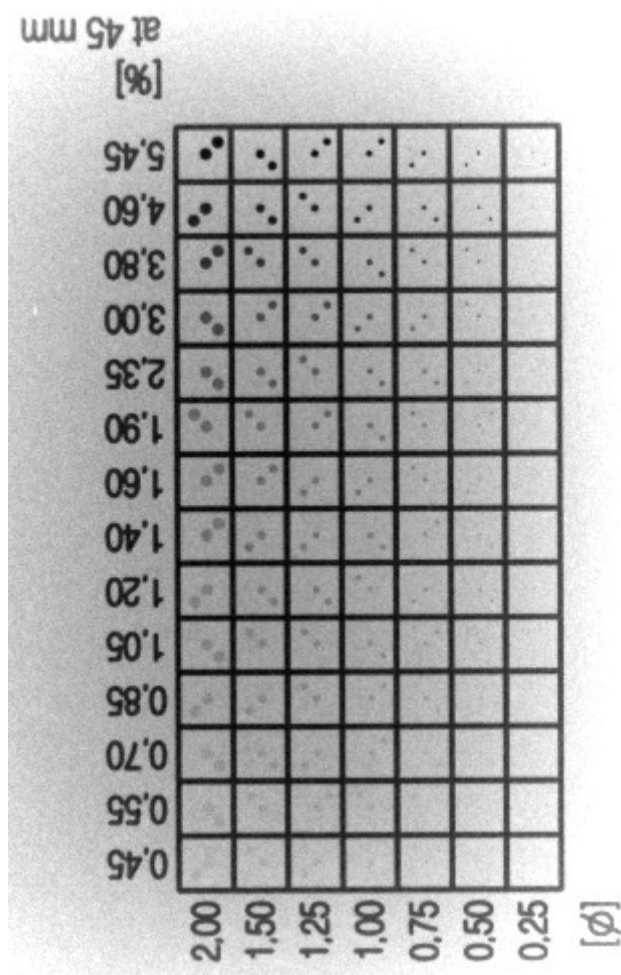
El maniquí de calidad de imagen empleado es el Pro-DigiMAM 03-323 de Pro-Project (ver Imagen 1). Éste está compuesto de PMMA y dispone de objetos de aire de 14 espesores (entre 0.2 y 2.45 mm) y 7 diámetros (entre 0.25 y 2 mm). El software de análisis automático consiste en una aplicación con interfaz de usuario desarrollada con MATLAB App Designer de MATLAB R2021a. El análisis de las imágenes se realiza como se describe a continuación:

- Detección de las intersecciones de la malla que contiene los objetos de bajo contraste.
- Para cada celda de la malla se crea una ROI del diámetro correspondiente al objeto presente en su interior y se mide el valor de píxel de las cuatro esquinas en las que puede encontrarse el objeto.
- Se considera que la esquina con el valor de píxel más alejado con respecto al fondo es la esquina que contiene el objeto.
- Si el objeto se encuentra realmente en la esquina seleccionada, se considera que el objeto ha sido detectado.
- El objeto central se considera detectado si su valor de píxel es el más alejado con respecto al fondo comparando con las 3 esquinas en las que el software ha considerado que no hay objeto.



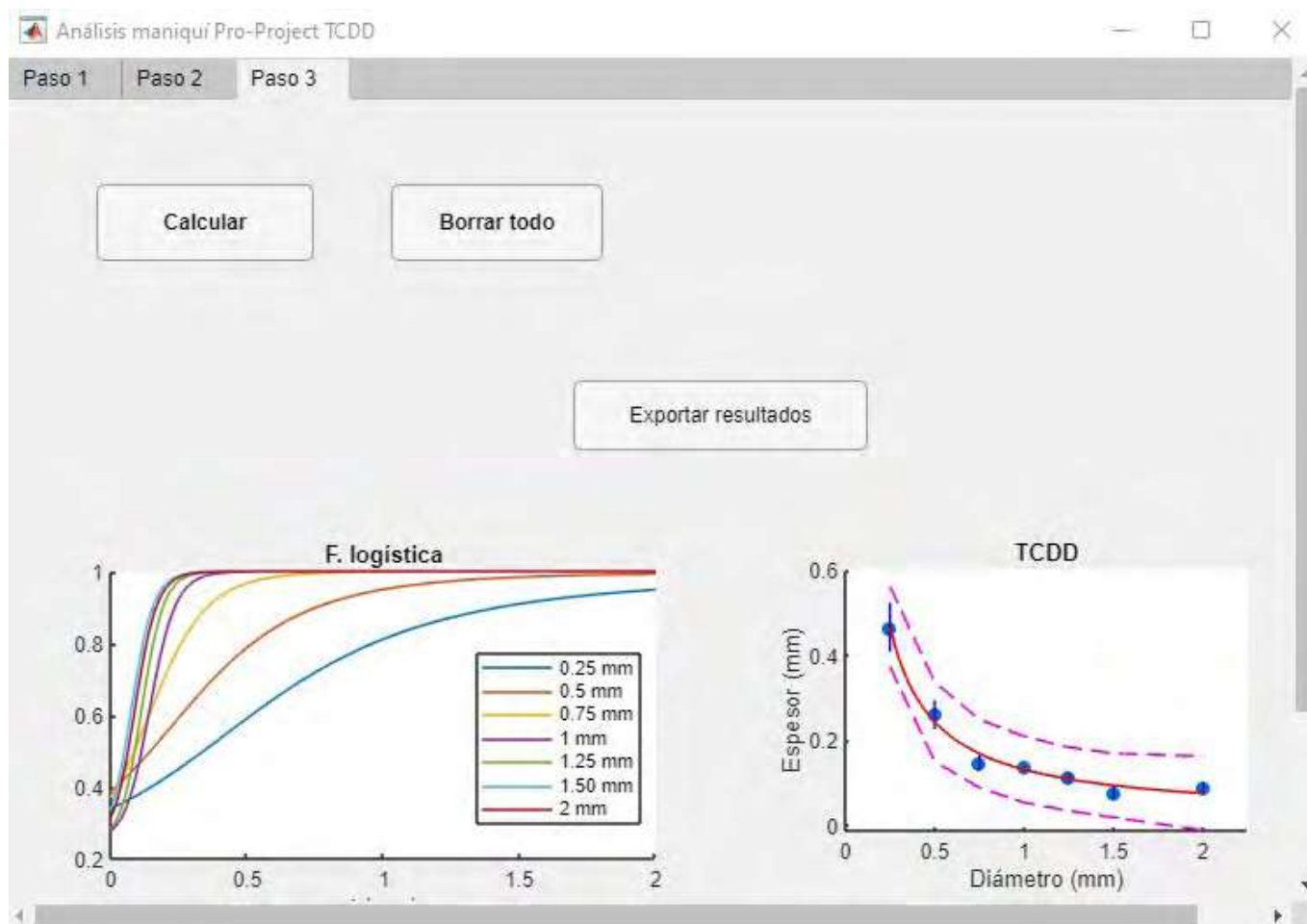


- Por cada imagen se obtienen 2 matrices de detección (1 por el objeto central y 1 por las esquinas) que se promedian para dar una sola matriz de probabilidad de detección.
- Se realiza un suavizado por vecinos y para cada diámetro se realiza un ajuste a una función logística con la que se determina el espesor umbral (espesor para el que la probabilidad de detección es del 62.5%).
- Finalmente, la curva diámetro-espesor umbral se ajusta a una función monótona decreciente.



## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La aplicación permite importar múltiples archivos de distinto formato (dcm, tiff, txt...). También permite visualizar las funciones logísticas para cada diámetro, así como la curva diámetro-espesor umbral (Imagen 2). Los resultados pueden exportarse a una Excel. El proceso completo de importación y análisis dura en torno a 20 segundos por imagen.



## CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un software de análisis automático para el maniquí Pro-DigiMAM 03-323. Este software permite analizar las imágenes del maniquí de forma más objetiva que cuando lo hace un observador humano. Por otro lado, elimina la necesidad de evaluar manualmente todas las imágenes adquiridas, ahorrando así tiempo al radiofísico.

## CONTROL DE CALIDAD PARA EVALUAR LA REPRODUCIBILIDAD EN LA CALIBRACIÓN, DETECCIÓN DE BORDES Y MÉTRICAS RADIÓMICAS DE LOS EQUIPOS TC

Saborido Moral, J. D. (1); Carles Fariña, M. (2)

(1) Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, (2) Fundación para la Investigación del Hospital Universitario de la Fe

## INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC) juega un papel fundamental en oncología radioterápica y por tanto, requiere de protocolos de control de calidad (CC) que permitan asegurar la reproducibilidad en el funcionamiento de los equipos, en la calidad de imagen y en la obtención de métricas. En este estudio se ha realizado un programa de acceso abierto para la automatización del CC en equipos de TC.

## MATERIALES Y MÉTODOS

El código se ha programado en Python y se ha aplicado en seis equipos y con dos fantasmas distintos (FIGURA 1): el fantoma de densidad electrónica CIRS para los cuatro equipos del Hospital La Fe de Valencia y el Cheese-Phantom de Accuray para los dos equipos del Hospital de Freiburg.

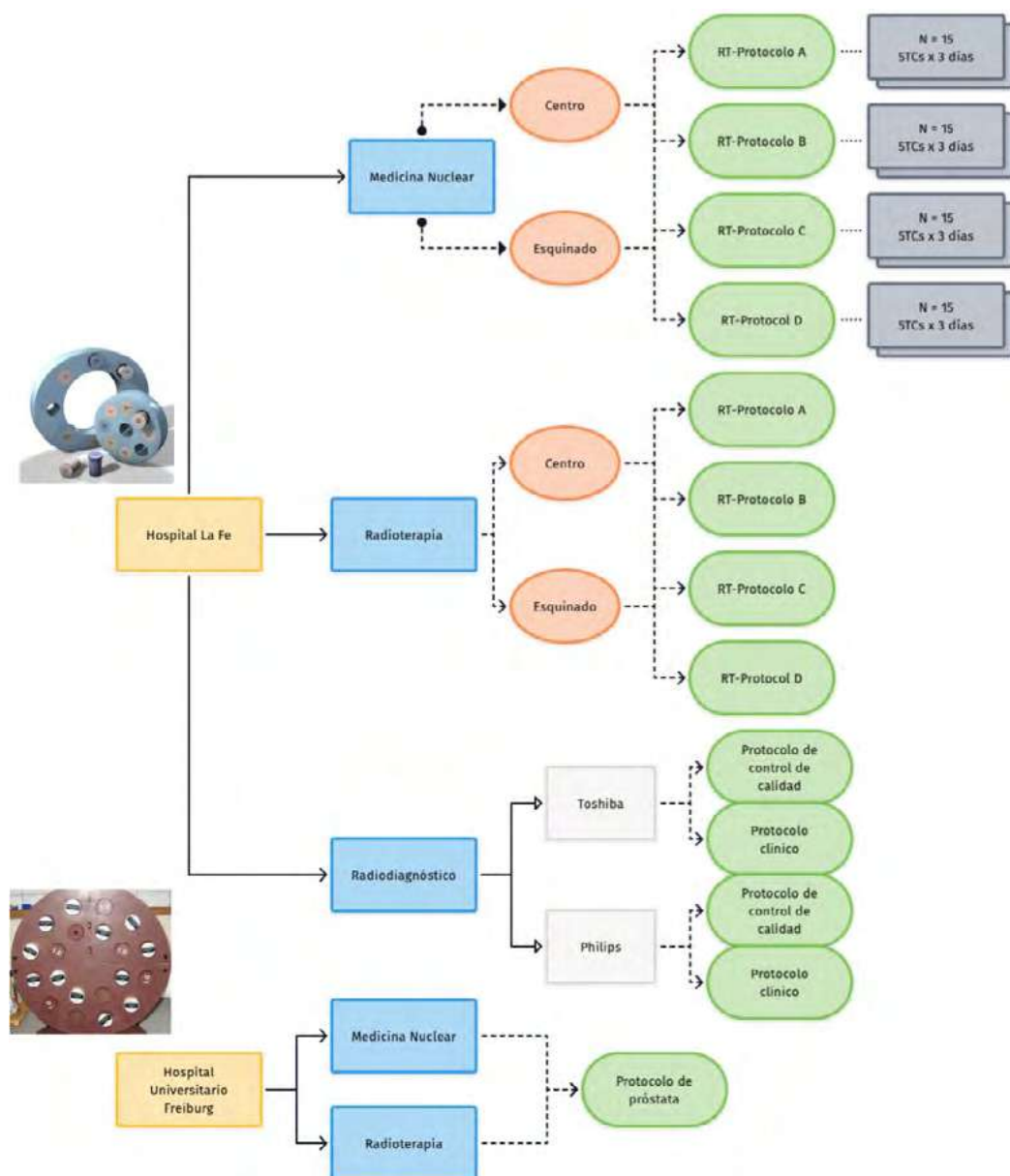


Figura 1: esquema de las medidas experimentales realizadas

La calidad de imagen TC se analiza de forma automática en base a métricas que se agrupan en tres subgrupos: calibración de Unidades Hounsfield (UH), detección de bordes (definición y contraste) y radiómicas (FIGURA 2).

La reproducibilidad de estas métricas se evalúa en terminos de (i) variabilidad intrínseca, aplicando el test de normalidad a la distribución de valores obtenida para 15 repeticiones de la misma adquisición y de (ii) comparabilidad, por medio del test de suma de rango de Wilcoxon y del análisis de Bland-Altman. Además, estudiamos la dependencia de la reproducibilidad en función de tres variables: el protocolo de adquisición, la posición del fantoma dentro del campo de visión (FoV, Field of View) y el equipo utilizado.

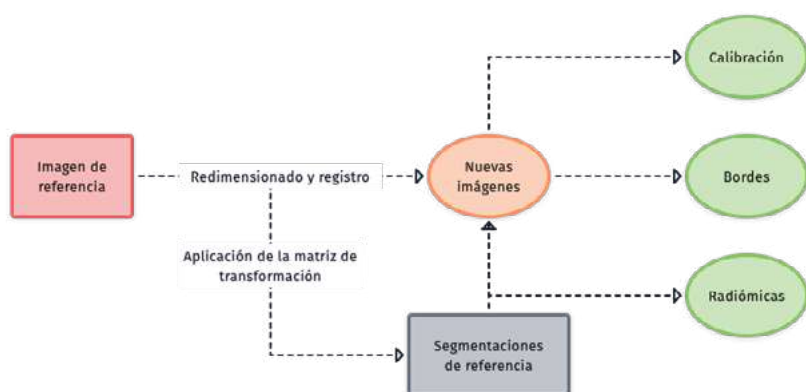


Figura 2: flujo de funcionamiento automatizado del programa

## RESULTADOS

**Calibración:** no existe dependencia de la variabilidad y de la comparabilidad en función del protocolo. La variabilidad aumenta al colocar el fantoma esquinado en el FoV, aunque esto no afecta a la comparabilidad de las medidas, siendo estas además comparables en todos los equipos.

**Bordes:** se obtiene elevada variabilidad tanto en definición como en contraste con resultados similares en todos los protocolos. Únicamente las medidas de contraste fueron comparables, independientemente de la posición en el FoV. La métrica de contraste fue comparable entre diferentes equipos, no así la de definición.

**Radiómicas:** la variabilidad intrínseca aumenta con protocolos con grosores de corte inferiores a 1 mm y colocando el fantoma esquinado en el FoV, aunque esto no afecta significativamente a la comparabilidad. Entre diferentes equipos la comparabilidad depende en gran medida del protocolo utilizado.

## CONCLUSIÓN

Se ha desarrollado un programa de acceso libre que permite la automatización de los procesos de control de calidad y la evaluación de métricas en equipos de TC, compatible con fantasmas de diferentes casas comerciales y que ha sido probado en seis equipos de dos hospitales diferentes y con dos fantasmas distintos. Mediante este se ha realizado el estudio de la variabilidad y comparabilidad de diferentes métricas de calibración, detección de bordes y de radiómica.

## AGRADECIMIENTO

*Agradecimiento a los co-autores del Hospital Universitario–Politécnico y del Instituto de Investigación Sanitaria de La Fe: Matías Fernández Patón, Natalia Tejedor Aguilar, Andrei Cristian Marín, Irene Torres Espallardo, Juan Manuel Campayo Esteban, José Pérez Calatayud, Luis Martí Bonmatí y Montserrat Carles Fariña.*

# VALIDACIÓN DE UN SOFTWARE DE CUANTIFICACIÓN DE LA DENSIDAD MAMARIA CON MANIQUÍES DIGITALES

Solís Preciado, N. (1); Sechopoulos, I. (2); Caballo, M. (2); Hill, M. (3); Merino Gestoso, J. Á. (1); Chapel Gómez, M. L. (1); Díez Gallego, M. Á. (1); Navarro Ibarra, C. A. (1); Clemente Gutiérrez, F. (1); Forner Forner, Á. (1)

(1) Hospital Universitario de Toledo, (2) Department of Radiology and Nuclear Medicine of Radboud University Medical Center, (3) Volpara Health Technologies

**PALABRAS CLAVE:** GLANDULARIDAD, MAMOGRAFÍA, MANIQUÍ DIGITAL

## INTRODUCCIÓN

Se ha demostrado que la densidad mamaria constituye un parámetro significativo e independiente para evaluar el riesgo de cáncer de mama<sup>1</sup>. Además, puede ocultar lesiones que no son visibles en las mamografías<sup>2</sup>. Por tanto, la precisión de este parámetro resulta importante tanto para evaluar el riesgo de desarrollo de cáncer de mama como para estimar la eficacia potencial de la



obtención de las imágenes. Existen softwares comerciales que lo calculan basándose en el modelado del proceso de adquisición de imágenes. Para ello utilizan la información presente en la mamografía sin procesar. Aunque han sido ampliamente validados en cuanto a precisión<sup>3,4,5</sup> y, hasta cierto punto, en cuanto a exactitud utilizando otras modalidades de imagen<sup>6</sup>, no se ha validado su exactitud en mamografías.

El objetivo de este trabajo es determinar la precisión del cálculo de glandularidad de uno de estos softwares comerciales.

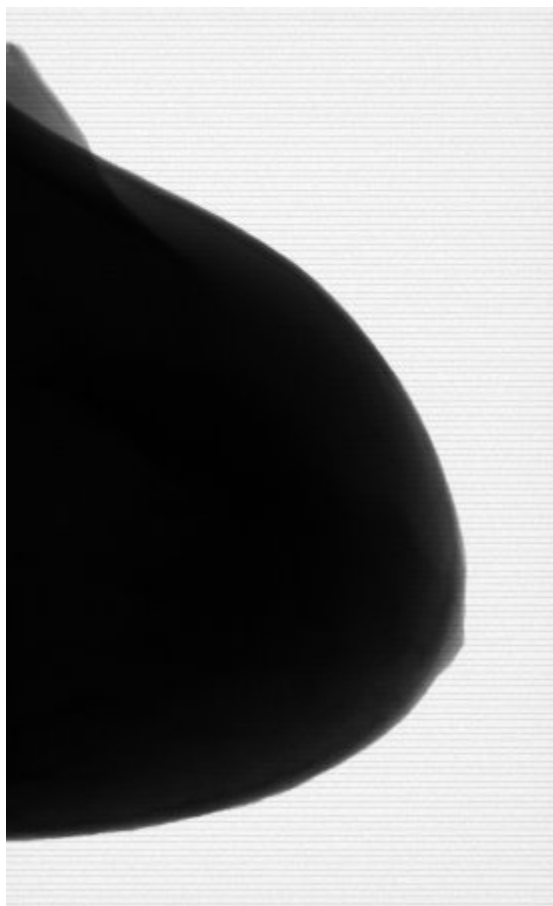
#### MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha validado el software VolparaDensity (v.1.5.5.1, Volpara Health Technologies Ltd., Wellington, New Zealand). Este algoritmo utiliza un modelo retrospectivo de la física de adquisición de la mamografía digital que parte de los valores de píxel de la imagen en bruto. A partir de ellos calcula la atenuación de rayos X entre el detector de imagen y la fuente de rayos X, para obtener finalmente los tipos de tejido que deben haber estado presentes entre el detector y la fuente de rayos X teniendo en cuenta el grosor comprimido de la mama extraído de la cabecera DICOM<sup>7</sup>.

Se han utilizado maniquíes digitales de alta resolución generados a partir de imágenes de CT de mama de pacientes reales<sup>8</sup> (Fig 1).



Las mamografías de estos maniquíes han sido simuladas en Monte Carlo con un programa desarrollado en C++ basado en Geant4<sup>9</sup> (Fig 2).



## RESULTADOS

Una serie de mamografías de diferentes espesores han sido procesadas por Volpara como si se tratase de mamografías reales a partir de las cuales se han obtenido valores de la glandularidad así como mapas de densidades mamaria que proporciona el software. Se ha encontrado una diferencia en la glandularidad de alrededor del 15% entre la densidad calculada por el software y la densidad real (conocida de manera exacta a partir de los maniqués). Dentro de las imágenes se ha diferenciado a su vez las diferentes partes en las que Volpara segmenta cada mamografía teniendo en cuenta que la parte central de la mama es de espesor constante por lo que el cálculo de la glandularidad en esa zona es más preciso.

## DISCUSIÓN

En este trabajo se ha realizado una primera validación directa de la precisión de un software comercial de estimación de la densidad mamaria para diferentes espesores de mama. Los resultados son satisfactorios, encontrándose pequeñas diferencias entre las estimaciones realizadas por VolparaDensity y el valor conocido a partir de los maniqués digitales.

## CONCLUSIONES

La idea futura es la realización del mismo análisis con mamografías reales.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BOYD NF, GUO H, MARTIN LJ, SUN L, STONE J, FISHELL E, JONG RA, HISLOP G, CHIARELLI A, MINKIN S, YAFFE MJ, "MAMMOGRAPHIC DENSITY AND THE RISK AND DETECTION OF BREAST CANCER", N ENGL J MED. 2007 JAN 18;356(3):227-36.
- <sup>2</sup> DESTOUNIS S, JOHNSTON L, HIGHNAM R, ARIENO A, MORGAN R, CHAN A, "USING VOLUMETRIC BREAST DENSITY TO QUANTIFY THE POTENTIAL MASKING RISK OF MAMMOGRAPHIC DENSITY", AJR AM J ROENTGENOL. 2017 JAN;208(1):222-227.
- <sup>3</sup> BRANDT KR, SCOTT CG, MA L, MAHMOUDZADEH AP, JENSEN MR, WHALEY DH, WU FF, MALKOV S, HRUSKA CB, NORMAN AD, HEINE J, SHEPHERD J, PANKRATZ VS, KERLIKOWSKIE K, VACHON CM, "COMPARISON OF CLINICAL AND AUTOMATED BREAST DENSITY MEASUREMENTS: IMPLICATIONS FOR RISK PREDICTION AND SUPPLEMENTAL SCREENING", RADIOLOGY. 2016 JUN;279(3):710-9.





- <sup>4</sup> ALONZO-PROULX O, MAWDSLEY GE, PATRIE JT, YAFFE MJ, HARVEY JA, "RELIABILITY OF AUTOMATED BREAST DENSITY MEASUREMENTS", RADIOLOGY. 2015 MAY;275(2):366-76.
- <sup>5</sup> ASTLEY SM, HARKNESS EF, SERGEANT JC, WARWICK J, STAVRINOS P, WARREN R, WILSON M, BEETLES U, GADDE S, LIM Y, JAIN A, BUNDRED S, BARR N, REECE V, BRENTNALL AR, CUZICK J, HOWELL T, EVANS DG, "A COMPARISON OF FIVE METHODS OF MEASURING MAMMOGRAPHIC DENSITY: A CASE-CONTROL STUDY", BREAST CANCER RES. 2018 FEB 5;20(1):10.
- <sup>6</sup> GUBERN-MÉRIDA A, KALLENBERG M, PLATEL B, MANN RM, MARTÍ R, KARSSEMEIJER N, "VOLUMETRIC BREAST DENSITY ESTIMATION FROM FULL-FIELD DIGITAL MAMMOGRAMS: A VALIDATION STUDY", PLOS ONE. 2014 JAN 21;9(1):E85952.
- <sup>7</sup> HIGHNAM R, BRADY SM, YAFFE MJ, KARSSEMEIJER N, HARVEY J, "ROBUST BREAST COMPOSITION MEASUREMENT – VOLPARATM", IN: MARTÍ J, OLIVER A, FREIXENET J, MARTÍ R, EDITORS, DIGITAL MAMMOGRAPHY. BERLIN HEIDELBERG: SPRINGER; 2010. P. 342–9 [LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE, VOL. 6136].
- <sup>8</sup> CABALLO M, FEDON C, BROMBAL L, MANN R, LONGO R, SECHOPOULOS I, "DEVELOPMENT OF 3D PATIENT-BASED SUPER-RESOLUTION DIGITAL BREAST PHANTOMS USING MACHINE LEARNING", PHYS. MED. BIOL 2018 NOV 10.1088/1361-6560/AAE78D.
- <sup>9</sup> SECHOPOULOS, I, SANKARARAMAN S, SRINIVASAN V, CARL J. D, AND ANDREW K, "SCATTER RADIATION IN DIGITAL TOMOSYNTHESIS OF THE BREAST." MED PHYS 34 (2): 564–76, 2007, 10.1118/1.2428404.

## ÁREA TEMÁTICA: INVESTIGADORES NOVELES

### MONITORIZACIÓN DE LA DOSIS EN MANOS, EFECTIVA Y EN TIEMPO REAL DEL PERSONAL DE MEDICINA NUCLEAR DURANTE EL TRATAMIENTO DE TUMORES NEUROENDOCRINOS CON LU-177-DOTATATE

Riveira-Martin, M. (1); Struelens, L. (2); Schoonjans, W. (2); Sánchez Díaz, I. J. (1); Muñoz Iglesias, J. (3); Nogueiras Alonso, J. M. (3); Gómez, F. S. (3); Salgado Fernández, M. (3); López Medina, A. (3)  
(1) Instituto de Investigación Sanitaria Galicia Sur, (2) SCK-CEN, (3) Hospital Meixoeiro

PALABRAS CLAVE: MEDICINA NUCLEAR, LU-177-DOTATATE, DOSIMETRÍA OCUPACIONAL, DOSIS EFECTIVA, DOSIS EQUIVALENTE, TASA DE DOSIS.

#### INTRODUCCIÓN

Los tratamientos basados en Lu-177 cada vez son más utilizados. Sin embargo, dada su novedad, los procedimientos no están completamente estandarizados, lo que puede suponer un incremento de las dosis ocupacionales. En este trabajo se ha monitorizado la dosis en manos, efectiva y la tasa de dosis del personal administrando Lu-177-DOTATATE para tumores neuroendocrinos.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

La administración del fármaco (7400 MBq/sesión) la realizan un médico y un enfermero siguiendo el método de infusión por gravedad. Se han utilizado dosímetros de termoluminiscencia (TLD) para las dosis en manos y efectiva en términos de Hp(0.07) y Hp(10), respectivamente, ambos proporcionados y analizados por el centro SCK-CEN (Bélgica). Para las manos se utilizaron guantes con 5 TLDs (MTS-N(LiF:Mg,Ti)) en múltiples posiciones para ambas manos: dominante (D) y no dominante (ND) (Fig.1). La dosis efectiva se obtuvo con un dosímetro InLight (Landauer, Inc., Glenwood) a la altura del pecho y por debajo del mandil de plomo (0.5 mm). En la misma posición se colocó el dosímetro de tiempo real (PED) (TracercoTM, London) para obtener la tasa de dosis. Las dosis se normalizaron a la actividad total manejada (GBq).

#### RESULTADOS

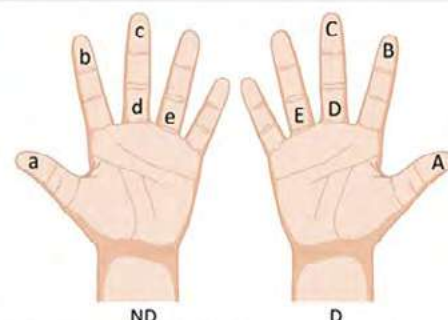
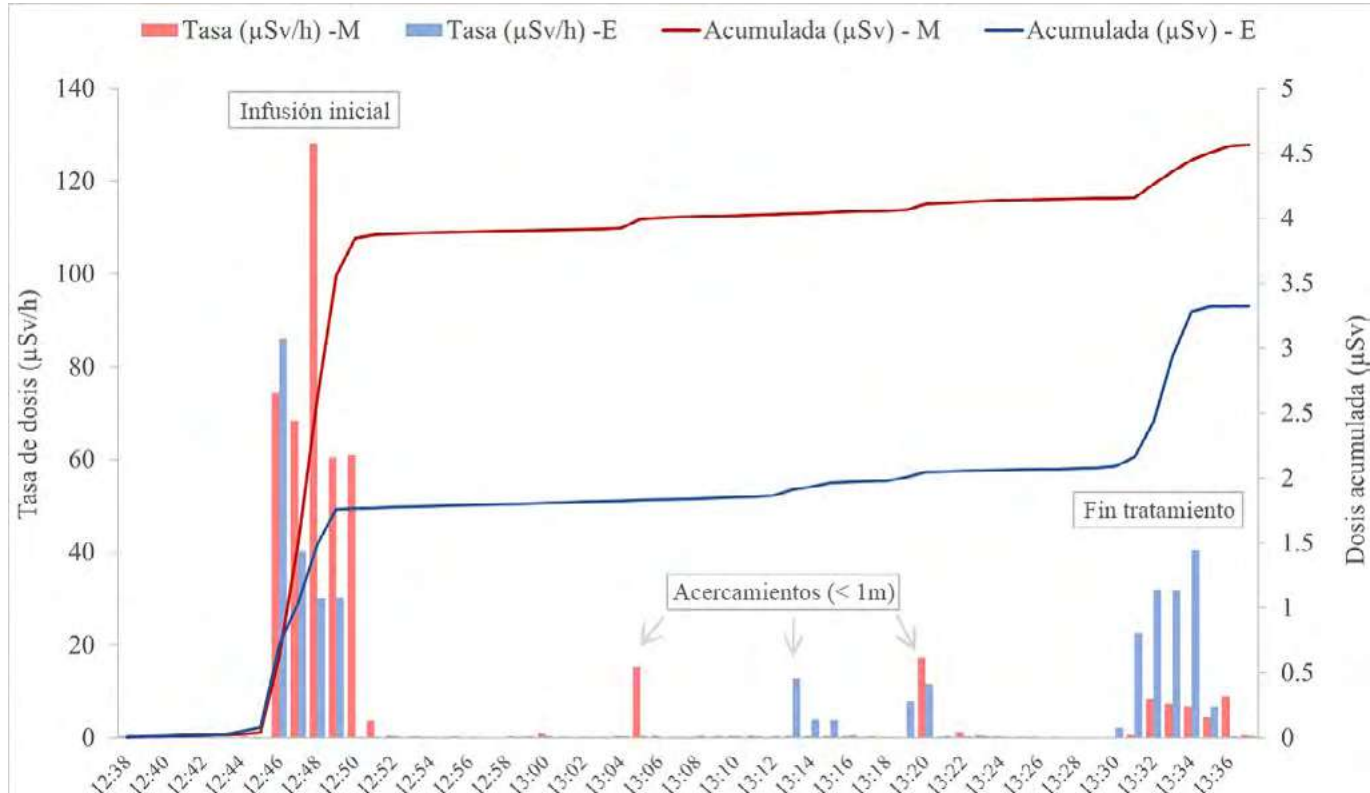
Se han monitorizado 2 médicos y 3 enfermeros con un total de 7 conjuntos de detectores. La lectura de los dosímetros está limitada por el límite inferior de detección (LDL). En promedio, los médicos recibieron tasas máximas de ( $\mu\text{Sv/h}$ ):  $91.7 \pm 51.6$  [47 – 198] y los enfermeros  $102.1 \pm 68.3$  [49 – 139], todas recibidas durante la infusión inicial (Fig.2). La dosis Hp(10) resultó medible (LDL 50 $\mu\text{Sv}$ ) en un médico y un enfermero, siendo ( $\mu\text{Sv/GBq}$ ) 13.7 y 9.6, respectivamente. En manos, la TABLA 1 muestra las dosis mínimas y máximas para cada profesional y la posición en la que se ha recibido esta. La TABLA 2 muestra el promedio en cada posición. Para las posiciones d/D y e/E se ha calculado el factor de corrección (FC) como la dosis máxima recibida entre el valor de ese detector (promediados en la TABLA 2).

**Tabla 1** Dosis mínimas y máximas normalizadas a la actividad total manejada ( $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ ) recibidas en mano dominante (D) y no dominante (ND) para cada profesional. Valores en  $\text{Hp}(0.07)$ 

| Personal | LDL ( $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ ) | Actividad (GBq) | ND ( $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ ) |       |          | D ( $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ ) |       |          |
|----------|-----------------------------------|-----------------|----------------------------------|-------|----------|---------------------------------|-------|----------|
|          |                                   |                 | Min                              | Max   | Posicion | Min                             | Max   | Posicion |
| Médico 1 | 19.8                              | 28.9            | < LDL                            | 36.0  | a        | < LDL                           | < LDL | -        |
| Médico 1 | 4.1                               | 28.3            | 12.5                             | 65.7  | b        | 11.4                            | 21.9  | C        |
| Médico 1 | 1.1                               | 28.6            | 9.9                              | 47.0  | b        | 7.8                             | 20.2  | B        |
| Médico 2 | 1.9                               | 35.7            | 11.2                             | 33.8  | c        | 12.0                            | 70.3  | A        |
| Enf. 1   | 41.6                              | 28.9            | < LDL                            | < LDL | -        | < LDL                           | < LDL | -        |
| Enf. 2   | 8.2                               | 14.1            | 10.4                             | 15.4  | c        | 9.6                             | 14.8  | A        |
| Enf. 3   | 1.1                               | 64.2            | 3.0                              | 8.5   | a        | 5.5                             | 11.1  | E        |

**Tabla 2** Promedio de dosis ( $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ ) y factor de corrección (FC) en cada posición de cada profesional. El FC se ha calculado para las posiciones en la que es más común colocar un dosímetro de anillo (base del dedo anular o medio).

| Valor                               | Posicion | Médico            |                   | Enfermero         |                   |
|-------------------------------------|----------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
|                                     |          | ND                | D                 | ND                | D                 |
| Dosis ( $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ ) | a/A      | $33 \pm 3$        | $44 \pm 37$       | $11 \pm 3$        | $12 \pm 4$        |
|                                     | b/B      | $41 \pm 19$       | $22 \pm 3$        | $10 \pm 4$        | $9 \pm 2$         |
|                                     | c/C      | $23 \pm 10$       | $19 \pm 4$        | $11 \pm 6$        | $9 \pm 4$         |
|                                     | d/D      | $13 \pm 0.6$      | $12 \pm 3$        | $7 \pm 4$         | $6 \pm -$         |
|                                     | e/E      | $15 \pm 6$        | $11 \pm 2$        | $3 \pm -$         | $10 \pm 1$        |
| FC                                  | d/D      | $3.9 [2.6 - 5.3]$ | $3.0 [1.9 - 4.7]$ | $1.7 [1.5 - 1.8]$ | $1.7 [-]$         |
|                                     | e/E      | $3.4 [1.5 - 4.8]$ | $3.4 [1.8 - 5.9]$ | $2.9 [-]$         | $1.3 [1.0 - 1.5]$ |

**Fig. 1** Posiciones de los TLD en la mano dominante (D) y no dominante (ND)**Fig. 2** Ejemplo de una sesión de un paciente con  $\text{Lu-177-DOTATATE}$  monitorizada con los detectores de tiempo real. Se muestra la dosis acumulada ( $\mu\text{Sv}$ ) y la tasa de dosis ( $\mu\text{Sv}/\text{h}$ ) por minuto tanto para el médico (M) como para el enfermero (E). La infusión inicial y la finalización del tratamiento conllevan las tasas más altas de dosis. Los picos de tasa de dosis entre ambos pasos corresponden a acercamientos del personal al vial o al paciente a menos de un metro.



## DISCUSIÓN

Para ambos profesionales las dosis máximas en la mano ND son superiores, aunque no tan diferentes como para otros isótopos como el Ga-68<sup>1</sup>, recibándose en las puntas de los dedos (TABLA 1). Los FC muestran el valor por el que habría que multiplicar un dosímetro en dicha posición para estimar las dosis máximas. Asumiendo que un paciente implica 4 administraciones de 7.4 GBq y el límite anual de dosis efectiva de 20 mSv, en base a los resultados se estima un límite de 50 pacientes/año por personal, sin tener en cuenta otros radioisótopos.

## CONCLUSIÓN

La administración de Lu-177-DOTATATE es un proceso seguro para los trabajadores. No obstante, la monitorización es necesaria para asegurar que no se exceden los límites anuales, pues su uso conjunto con otros radiofármacos como tandem teragnóstico (Ga-68) será cada vez más común.

## AGRADECIMIENTOS

Proyecto financiado por el programa Euratom 2019-20 con acuerdo de subvención n°945196 (SINFONIA).

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> RIVEIRA-MARTIN, M. ET AL. "OCCUPATIONAL RADIATION EXPOSURE ASSESSMENT DURING THE MANAGEMENT OF [68GA] GA-DOTA-TOC". EJNMMI PHYSICS, 9(1) (2022), PP.1-20.

---

# EVALUACIÓN DE DOSIS EQUIVALENTE EN PIEL EN LA PREPARACIÓN DE MANIQUÍES PARA PRUEBAS NEMA EN PET

Agüera Rodríguez, R. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Montes Fuentes, C. (1); Escobar Corominas, I. (1); Benito García, J. C. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Ramos Pachó, J. A. (1); Tenllado Baena, E. (1); Granado Alonso, L. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Martín Rincón, C. (1); Gómez Llorente, P. L. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: NEMA, DOSIS EQUIVALENTE, TASA DE DOSIS EN PIEL, PET, CONTROL DE CALIDAD, VARSKIN

## INTRODUCCIÓN

El proceso de preparación de las pruebas NEMA para control de calidad en PET conlleva una serie de situaciones en las que el contacto de las manos del trabajador con la fuente es inevitable. El objetivo del trabajo es estimar las tasas de dosis equivalentes en piel en estas situaciones considerando la contribución de los positrones.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se analizaron las pruebas de sensibilidad, fracción de dispersión y calidad de imagen. En la preparación se utilizan tubos largos que en una situación normal se sostendrán con la mano no dominante mientras se procede a su llenado mediante una jeringa sujeta por la mano dominante. Para la prueba de calidad de imagen, además, se rellenan las esferas con una jeringa. No se analiza la prueba de resolución espacial debido a que puede efectuarse mediante una fuente encapsulada de <sup>22</sup>Na.

El programa utilizado para el cálculo de dosis en piel fue VARSKIN+1.1.5, un software gratuito de NRC (Nuclear Regulatory Commission) basado en un algoritmo MonteCarlo. Este permite estimar las dosis equivalentes en piel utilizando distintas geometrías e intercalando entre esta y la fuente capas de aire y/o materiales según la situación a estudiar. Considera por separado la contribución de los fotones y de los positrones, y como base de datos de decaimiento radiactivo se seleccionó la ICRP 107.

Se simulan las geometrías de los maniquíes NEMA disponibles y de las jeringas para su llenado utilizando las actividades recomendadas por NEMA y el isótopo <sup>18</sup>F. Las tasas de dosis se calculan a una profundidad de 70 µm.



## RESULTADOS

|                             |         | Tasa de dosis (mSv/h) |            |          |
|-----------------------------|---------|-----------------------|------------|----------|
|                             |         | Fotones               | Positrones | Total    |
| Sensibilidad                | Tubo    | 1,43E+00              | 8,25E+00   | 9,68E+00 |
|                             | Jeringa | 3,16E+00              | 0          | 3,16E+00 |
| Dispersión y accuracy       | Tubo    | 3,07E+02              | 1,20E+03   | 1,51E+03 |
|                             | Jeringa | 2,98E+02              | 0          | 2,98E+02 |
| Calidad de imagen (esferas) | Jeringa | 6,24E-03              | 0          | 6,24E-03 |
| Calidad de imagen (tubo 1)  | Tubo    | 3,19E+01              | 1,25E+02   | 1,57E+02 |
|                             | Jeringa | 3,10E+01              | 0          | 3,10E+01 |
| Calidad de imagen (tubo 2)  | Tubo    | 6,36E+01              | 2,49E+02   | 3,13E+02 |
|                             | Jeringa | 6,19E+01              | 0          | 6,19E+01 |

## DISCUSIÓN

La tasa de dosis debida a positrones es nula en aquellas fases de la preparación de maniqués en las que se sostiene una jeringa, debido a la distancia y el material interpuesto entre la fuente y la piel. Cuando se sostiene el tubo mientras se rellena, entre la piel y la fuente tan solo hay un pequeño grosor de plástico, por lo que la tasa de dosis debida a positrones es considerablemente mayor que la debida a fotones, en concreto entre 4 y 6 veces mayor.

La situación más desfavorable se da en la prueba de fracción de dispersión en la mano que sostiene el tubo. En este caso, y suponiendo que la prueba se realiza una vez al año, el tiempo máximo de preparación para no superar los límites de dosis anuales en piel sería de unos 20 minutos.

## CONCLUSIONES

Se han estimado las tasas de dosis durante la preparación de maniqués NEMA para PET.

La dosis en piel en aquellas pruebas donde el contacto entre esta y la fuente es muy cercano es debida en gran parte a positrones, por lo que una estimación de la dosis equivalente a partir de la constante de tasa de exposición del  $^{18}\text{F}$  lleva a una infravaloración de esta.

Para el llenado de tubos con  $^{18}\text{F}$  se recomienda utilizar un material interpuesto entre el tubo y los dedos para evitar la contribución de los positrones a la dosis en piel.

## VARIACIÓN DE RETENCIÓN POR CICLO DE TRATAMIENTO DE $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATE Y $^{177}\text{Lu}$ -PSMA

Liñán Rodríguez, P. (1); Braña Carballo, G. (1); Escalada Pastor, C. (1); Gonzalez Gonzales, V. (1); López Romero, A. (1); Torres López, M. (1); Montes Uruén, A. (1)

Hospital universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

PALABRAS CLAVE:  $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATE,  $^{177}\text{Lu}$ -PSMA, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

## INTRODUCCIÓN

En los últimos años se ha incrementado notablemente el uso de  $^{177}\text{Lu}$ -dotatate y  $^{177}\text{Lu}$ -PSMA, radiofármacos para el tratamiento de tumores neuroendocrinos y cáncer de próstata respectivamente. El objetivo de este trabajo es analizar la evolución de la actividad remanente en los pacientes durante su hospitalización para comparar las dos terapias y valorar las posibles implicaciones en protección radiológica.



## MATERIAL Y MÉTODO

Los pacientes ingresados en la unidad de terapia metabólica son tratados con 7.4Gbpq de Lu177(dotatate o PSMA, según su patología). El servicio de radiofísica y protección radiológica realiza medidas diarias de la tasa de radiación a 1m del paciente, para evaluar el riesgo radiológico y decidir las condiciones de alta radiológica, para ello emplea un detector ROTEM RAM-GENE 1

Se han analizado las medidas realizadas a los pacientes durante el ingreso, generalmente de dos días. Se han excluido los casos en los que no se dispone de, al menos, una medida en las 3 horas posteriores al tratamiento y otra a las 20 +/- 2 horas. En total el estudio cuenta con 45 pacientes de Lu177-dotatate con un total de 132 ciclos de tratamiento y 8 pacientes Lu177-PSMA con un total de 33 ciclos de tratamiento.

Se utilizaron las tasas de actividad para estimar el porcentaje de eliminación entre las dos medidas de cada paciente en cada ciclo y se compararon estos valores para analizar su evolución en los sucesivos ciclos de cada paciente, del promedio de los pacientes de cada radiofármaco y para comparar los dos tratamientos. Para asegurar que los resultados fueran estadísticamente significativos se ha calculado la desviación estándar de la retención de cada ciclo de tratamiento.

## RESULTADOS

Los resultados del análisis estadístico se muestran en la TABLA 1 y 2. Se puede apreciar que la frecuencia de retención es mayor para los ciclos iniciales de ambos tratamientos. Cabe destacar que en los ciclos finales se aprecia diferencia estadísticamente significativa entre ambos tratamientos, con mayor eliminación del Lu-177 PSMA.

Se ha encontrado una mayor desviación estadística para los pacientes Lu177-PSMA que podría deberse a la menor cantidad de pacientes estudiados.

| <b>Lu177-dotatate</b>                          | <b>Ciclo 1</b>      | <b>Ciclo 2</b>      | <b>Ciclo 3</b>      | <b>Ciclo 4</b>      |                     |                     |
|------------------------------------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| Retención media de cada ciclo                  | 25.84%              | 26.10%              | 25.59%              | 28.51%              |                     |                     |
| Desviación estadística                         | 2.89%               | 2.58%               | 3.31%               | 4.29%               |                     |                     |
| Comparación Ciclos                             | <b>Ciclo 1 vs 2</b> | <b>Ciclo 1 vs 3</b> | <b>Ciclo 1 vs 4</b> | <b>Ciclo 2 vs 3</b> | <b>Ciclo 2 vs 4</b> | <b>Ciclo 3 vs 4</b> |
| Frecuencia de retención mayor entre los ciclos | 46.67%              | 54.55%              | 41.18%              | 50.00%              | 60.87%              | 42.11%              |
| <b>Lu177-PSMA</b>                              | <b>Ciclo 1</b>      | <b>Ciclo 2</b>      | <b>Ciclo 3</b>      | <b>Ciclo 4</b>      | <b>Ciclo 5</b>      | <b>Ciclo 6</b>      |
| Retención media de cada ciclo                  | 36.76%              | 24.76%              | 29.02%              | 29.61%              | 19.59%              | 17.57%              |
| Desviación estadística                         | 5.70%               | 3.51%               | 4.60%               | 6.30%               | 2%                  | -                   |
| Comparación Ciclos                             | <b>Ciclo 1 vs 2</b> | <b>Ciclo 1 vs 3</b> | <b>Ciclo 1 vs 4</b> | <b>Ciclo 2 vs 3</b> | <b>Ciclo 2 vs 4</b> | <b>Ciclo 3 vs 4</b> |
| Frecuencia de retención mayor entre los ciclos | 71,43%              | 83.33%              | 100.00%             | 57.14%              | 33.33%              | -                   |

TABLA 1: Retención global por cada ciclo de tratamiento





| Lu177-dotatate                                 |              |              |              |              |              |              |
|------------------------------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| Comparación Ciclos                             | Ciclo 1 vs 2 | Ciclo 1 vs 3 | Ciclo 1 vs 4 | Ciclo 2 vs 3 | Ciclo 2 vs 4 | Ciclo 3 vs 4 |
| Frecuencia de retención mayor entre los ciclos | 50.00%       | 57.69%       | 54.55%       | 53.33%       | 86.96%       | 82.61%       |
| Lu177-PSMA                                     |              |              |              |              |              |              |
| Comparación Ciclos                             | Ciclo 1 vs 2 | Ciclo 1 vs 3 | Ciclo 1 vs 4 | Ciclo 2 vs 3 | Ciclo 2 vs 4 | Ciclo 3 vs 4 |
| Frecuencia de retención mayor entre los ciclos | 37.50%       | 28.57%       | 16.67%       | 57.14%       | 71.43%       | 66.67%       |

TABLA 2: Comparación de la retención de los ciclos de cada paciente consigo mismo

## CONCLUSIONES

El promedio de todas las medidas del primer día y de todas las medidas del segundo día para cada tratamiento son bastante parecidos (en torno a 42 uSv/h y 10uSv/h respectivamente). Las normas de PR se dan en función de estas medidas, teniendo en cuenta que estos pacientes pueden recibir 4-6 ciclos en un año. Las medidas que habría que tener en cuenta para protección radiológica son comparables a las obtenidas en [1], por tanto, las medidas de protección radiológica que se deben tomar son análogas para ambos tratamientos. Además, estamos en un caso donde recibe varios ciclos de tratamiento.

## REFERENCIAS

- [1] UIA SEPR: CRITERIOS DE ALTA DE PACIENTES Y MEDIDAS PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO DESPUÉS DE TRATAMIENTOS METABÓLICOS CON <sup>131</sup>I
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, RELEASE OF PATIENTS AFTER RADIONUCLIDE THERAPY, SAFETY REPORTS SERIES NO. 63, IAEA, VIENNA (2009)
- [3] ICRP, 2007. THE 2007 RECOMMENDATIONS OF THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. ICRP PUBLICATION 103. ANN. ICRP 37 (2-4).

# DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE LA ACTIVIDAD EN LOS RESIDUOS DE TRATAMIENTOS CON <sup>90</sup>Y-MICROESFERAS DE VIDRIO

Álvarez Pérez, J. M. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Caminero López, F. G. (1); Montes Fuentes, C. (1); Escobar Corominas, I. (1); Benito García, J. C. (1); Granado Alonso, L. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); Tenllado Baena, E. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); García Repiso, S. (1); Martín Rincón, C. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: MICROESFERAS, ACTIVIDAD RESIDUAL, DISTRIBUCIÓN ESPACIAL, <sup>90</sup>Y, PET/CT

## INTRODUCCIÓN

La terapia con micro-esferas de <sup>90</sup>Y se emplea para tratar ciertas patologías hepáticas y para su administración es necesaria la introducción de un catéter hasta la región de interés. Este dispositivo comunica a su vez con el vial en el que se encuentra la actividad a impartir.

En este trabajo, se pretende obtener la distribución espacial de la actividad residual de los desechos de la intervención, así como evaluar qué porcentaje representa respecto a la del vial original empleando tanto medidas de tasa de dosis como adquisiciones PET/CT.



MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplearon datos procedentes de 5 intervenciones. Se tomaron medidas de la actividad del vial previo a su uso en un activímetro Capintec CRC15R. Tras la administración, se adquirieron PET/CT cuantificables, con el PET Siemens mCT Flow, de los recipientes de metacrilato en los que se guardan los residuos. Además, con un monitor de radiación Innovision 451P, se midió tanto la tasa de dosis del vial al principio como de los restos, siguiendo el procedimiento especificado por Therasphere®.

A partir del CT se contorneó tanto el vial como todo el recipiente de metacrilato, empleando para ello el workflow Universal PET/CT Review de MIM Software. Con estas estructuras se obtuvieron las actividades del vial, del global del recipiente y del catéter u otros restos por resta de los anteriores. Todos ellos se compararon con la actividad medida en el vial antes de la intervención. Se compararon también las medidas de tasa de dosis del antes y después. Se aplicaron las correcciones por decaimiento correspondientes.

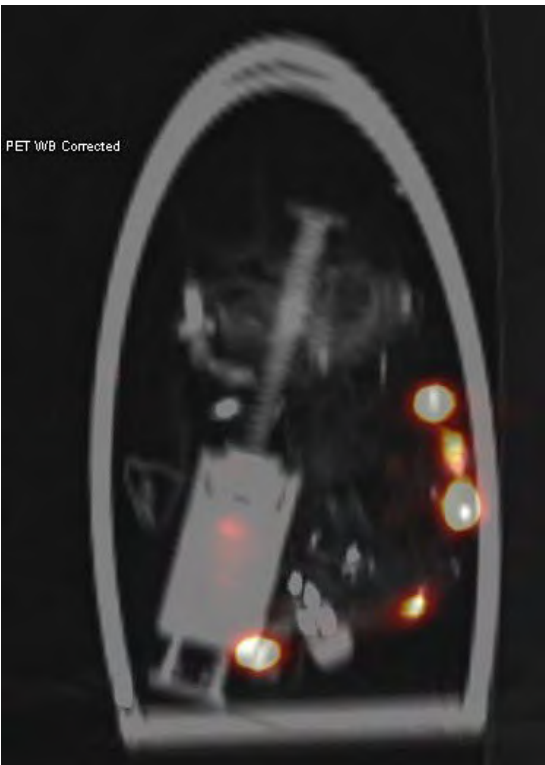
También se realizó una inspección visual de la distribución espacial de la actividad residual sobre los PET/CT adquiridos de los contenedores de metacrilato.

RESULTADOS.

La figura 1 muestra los porcentajes de actividad residual obtenidos, tanto con la imagen PET/CT como con la medida del monitor de radiación.

|                | Restos vial (%) | Catéter + otros (%) | Total restos (%) | Total restos (%) |
|----------------|-----------------|---------------------|------------------|------------------|
| Medida         | PET/CT          | PET/CT              | PET/CT           | Innovision       |
| Intervención 1 | 1,8             | 8,3                 | 10,1             | 8,2              |
| Intervención 2 | 1,2             | 5,9                 | 7,1              | 6,8              |
| Intervención 3 | 2,4             | 2,3                 | 4,6              | 2,4              |
| Intervención 4 | 0,1             | 0,2                 | 0,3              | 0,2              |
| Intervención 5 | 0,1             | 1,9                 | 2,0              | 2,5              |

En la figura 2 se muestra un ejemplo de imagen PET/CT de la distribución de actividad en los residuos.



DISCUSIÓN



El porcentaje de actividad residual en el vial alcanza como máximo un 2%, siendo menor en la mayoría de los casos. La actividad residual total varía entre un 0-10%, donde la contribución principal se encuentra en el catéter u otros.

Generalmente, las medidas de tasa de dosis infraestiman el porcentaje en los residuos de la intervención frente a la medida con PET/CT.

De las imágenes PET/CT de cada caso, se observa que la actividad no se queda en el tramo del micro-catéter (específico con anti-reflujo que se usa para estas intervenciones), sino en el tubo que conecta el vial de las micro-esferas con dicho catéter.

## CONCLUSIONES

En general, la contribución del catéter u otros restos es la principal dentro de la actividad residual, mayor que la del vial. Esta se encuentra en el tramo de tubo que une el vial al micro-catéter. Deberá estudiarse la dependencia de estos residuos con la técnica de administración, pues pueden existir factores que influyan en su ubicación y valores de actividad.

# ESTUDIO EN REDUCCIÓN DEL TIEMPO DE ADQUISICIÓN DE TOMOGRAFÍAS DE DATSCAN EN SPECT-TC DIGITAL

Pagès Pérez, A. (1); Badenes Romo, A. (1); Reynés Llompарт, G. (2); Mora, J. (1); Picón, C. (2)

(1) Hospital Universitario de Bellvitge, (2) Instituto Catalán de Oncología

## INTRODUCCIÓN

El uso del radiofármaco DaTSCAN ( $[^{123}\text{I}]$ -loflupano) en medicina nuclear se encuentra actualmente consolidado en el diagnóstico de patologías cerebrales degenerativas. Los protocolos actuales establecen unos tiempos de adquisición de 40 minutos en gammacámaras analógicas, mientras que nuestro protocolo establecido es de 15 minutos usando una gammacámara digital circular (VERITON CT-64, Spectrum Dynamics). El objetivo de este estudio es analizar la afectación a la calidad de la imagen diagnóstica reduciendo progresivamente el tiempo de adquisición hasta los 5 minutos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Seleccionamos una muestra aleatoria de 20 pacientes adquiridos en SPECT/TC digital, con un tiempo de adquisición original de 900 segundos. Para dicha muestra se realizan 4 reconstrucciones con tiempos de adquisición reducidos de 750, 600, 450 y 300 segundos para cada paciente. Analizamos cuantitativamente las reconstrucciones utilizando el Software MIM 7.2.8, tomando como señal la concentración promedio de cuentas en cuerpo estriado ( $C_e$ ) y tomando como fondo la concentración promedio en 4 regiones occipitales ( $C_{ne}$ ). Calculamos la relación señal ruido (SNR) como  $SNR = C_e / \sigma_{C_{ne}}$ , así como la relación de contraste entre cuerpo estriado y fondo como  $CCEF = (C_e - C_{ne}) / (C_{ne})$  para cada paciente y tiempo de reconstrucción. Paralelamente, un médico especialista en medicina nuclear valora subjetivamente cada reconstrucción puntuando de 1 a 5 la calidad de la imagen.

## RESULTADOS

La SNR para reconstrucciones de 300s, 450s, 600s y 750s disminuye más significativamente respecto a los estudios originales conforme reducimos el tiempo de reconstrucción, resultando la disminución en un promedio(máximo) del 28(38,3)%, 14,4(27,4)%; 10(16,5)% y 4,4(8,1)%, respectivamente. El CCEF medido tiene un promedio de 3,23; 3,19; 3,19; 3,18 y 3,18 respectivamente, mientras que las derivadas promedio(máximas) resultantes con respecto a la adquisición original son, en el mismo orden, de 1,3(-15,3)%; 0,4(-9,5)%; 0,6(4,9)% y -0,2(-5,7)%. En cuanto al análisis cualitativo, las valoraciones promedio(mínimas) dadas son de 4,45(2); 4,2(2); 4,37(2); 4,53(2) y 4(2).

## DISCUSIÓN

La SNR disminuye al reducir el tiempo de reconstrucción como consecuencia del aumento del ruido de fondo. No obstante, el contraste promedio entre señal y fondo no muestra afectaciones significativas para las tomografías reconstruidas con tiempo reducido. Sí observamos una desviación absoluta más notable de dicho contraste si analizamos paciente por paciente para tiempos de reconstrucción de 300s y 450s. La valoración de la calidad de imagen por parte del experto médico no muestra tendencia con los tiempos de adquisición.

## CONCLUSIÓN

La reducción en el tiempo de adquisición no parece afectar al contraste señal fondo de las tomografías, así como la valoración de calidad dada por el especialista médico, siendo ambas más dependientes del paciente de estudio. Por otro lado, se debe establecer un consenso entre tiempo de adquisición o calidad de imagen afectada por el ruido de fondo.

## CREACIÓN DE UN MANIQUÍ PARA QA DE SONDAS INTRAOPERATORIAS EN CONDICIONES CLÍNICAS

Lusa, T. (1); Camacho López, C. (1); Marín López, M. T. (1); Asensio Llobat, F. (1); Velasco Fernández, C. (1); Mosquera Cereijo, I. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia

### INTRODUCCIÓN

Para el éxito en la detección del ganglio centinela es importante el correcto funcionamiento de las sondas intraoperatorias empleadas. El Protocolo Español de Control de Calidad en Medicina Nuclear aconseja la verificación periódica de varios parámetros: sensibilidad y resolución angular y espacial, y establecer previamente un estado de referencia inicial.

En nuestra metodología habitual, en la que se coloca la fuente y el detector en aire, se ha observado una falta de reproducibilidad entre medidas sucesivas, imposibilitando establecer referencias para pruebas de constancia.

El objetivo del trabajo es investigar una metodología que permita una mejor repetitividad en los parámetros de QA entre medidas sucesivas.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se tomaron medidas sucesivas en 9 días diferentes empleando un conjunto sonda-electrómetro modelo NavigatorGPS y fuentes puntuales de  $99\text{m Tc}$  de  $140 \pm 4 \mu\text{Ci}$ , actividades acumuladas en el ganglio centinela en los procedimientos clínicos habituales y que no generan efecto de tiempo muerto.

Se empleó un maniquí de fabricación propia con material bolus, que simula mejor las condiciones clínicas al presentar una densidad equivalente a tejido blando. En él se realizaron perforaciones para las fuentes y se unió a un inserto para colocar la sonda. De esta forma se mantienen la geometría y dispersión constantes entre días.

Tanto en aire como en maniquí se realizaron:

- Perfiles de resolución angular a 2 y 10 cm del detector cada  $30^\circ$  respecto a la dirección de colimación de  $0^\circ$ .
- Perfiles de resolución espacial a 3cm, con distancia al eje de  $\pm 1$ ,  $\pm 2$  y  $\pm 3$ cm para analizar la capacidad para separar ganglios vecinos.
- Medidas de sensibilidad en la dirección de colimación a 2, 3, 5, 7 y 10cm (valores típicos de profundidad del GC en neoplasia mamaria).



**Figura 1. Setup experimental. En material bolus, se realizaron perforaciones para medir los perfiles de resolución angular, resolución espacial y sensibilidad. La sonda se coloca en un inserto unido al bolus para mantener la geometría sonda-fuente entre días.**

Para cada punto se tomaron tres medidas en tasa de cuentas en la ventana del fotopico del  $99\text{mTc}$ , y se calculó la sensibilidad del detector (cps/MBq) y su incertidumbre. Los perfiles de resolución angular y espacial se caracterizaron a partir de su FWHM.



## RESULTADOS

La mayor reproducibilidad en los perfiles se obtuvo para una distancia fuente-sonda de 10cm, aconsejando establecer referencias para esta distancia, pero no se encontró una mejora al hacer la prueba en maniquí frente a aire.

Sí se obtuvo una mejor reproducibilidad en la sensibilidad al emplear el maniquí frente al aire.

| FWHM (cm) | Perfil 3cm    | Resp. angular a 2cm | Resp angular a 10 cm |
|-----------|---------------|---------------------|----------------------|
| Aire      | 0.569 ± 0.102 | 0.348 ± 0.035       | 0.164 ± 0.016        |
| Maniquí   | 0.556 ± 0.045 | 0.279 ± 0.040       | 0.093 ± 0.010        |

|                        | Distancia fuente - sonda |               |               |               |               |
|------------------------|--------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Sensibilidad (cps/kBq) | 2cm                      | 3cm           | 5cm           | 7cm           | 10cm          |
| Aire                   | 0.569 ± 0.102            | 0.348 ± 0.035 | 0.164 ± 0.016 | 0.095 ± 0.009 | 0.054 ± 0.005 |
| Maniquí                | 0.556 ± 0.045            | 0.279 ± 0.040 | 0.093 ± 0.010 | 0.043 ± 0.004 | 0.019 ± 0.003 |

Tabla 1. Resultados. FWHM de los perfiles de resolución angular y espacial y sensibilidad en las diferentes condiciones de medida (media ± desviación típica).

## REPRODUCIBILIDAD DE LA SEGMENTACIÓN DE ÓRGANOS PARA DOSIMETRÍA DE LU-177 CON IMAGEN PLANAR

Liñán Rodríguez, P. (I); Torres López, M. (I); Escalada Pastor, C. (I); Montes Uruén, A. (I); Gonzalez Gonzalez, V. (I); López Romero, A. (I)  
(I) Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

PALABRAS CLAVE: LU-177, REPRODUCIBILIDAD, DOSIMETRÍA

### INTRODUCCIÓN

En la actualidad el uso de Lu-177 dotatate para tratamientos neuroendocrinos se encuentra en aumento. Para la optimización de los recursos se pueden utilizar las imágenes planares post-tratamiento para la realización de dosimetrías internas. El contorno de órganos es una tarea fundamental para poder obtener una dosimetría lo más cercana posible a la realidad, pero la delimitación de las áreas se realiza de forma manual y es, por tanto, subjetiva.

En este estudio se ha tratado de evaluar la dependencia del contorno de órganos según el observador.

### MATERIAL Y MÉTODO

Se ha realizado este estudio sobre las imágenes adquiridas a un paciente al que se ha administrado de forma intravenosa 7400 MBq de Lu-177 dotatate. Las adquisiciones se han realizado en un equipo Infinia Hawkeye II de la casa comercial General Electric, utilizando el protocolo clínico del Lu-177 con ventana de corrección por scattering del 15% centrada en los picos de 113 y 208 keV. Los rastreos han tenido una duración de 20 minutos, con un tiempo medio de 200s por pixel. Se realizaron cuatro rastreos. Los rastreos se adquirieron a las 2, 20, 92, 164h posteriores a la administración.

Mediante el software ImageJ Version 1.48, se realizó el contorno de órganos en cada uno de los rastreos. Para obtener la actividad de cada órgano se utilizó el método conjugado, previamente se había obtenido el factor de calibración del equipo (nº cuentas/Bq). El modelo de eliminación se ha obtenido del análisis de las cuatro adquisiciones realizadas en los distintos momentos postratamiento, y ha permitido estimar el número de desintegraciones acumuladas en las regiones de interés.

Las dosis se obtuvieron multiplicando el número de desintegraciones totales por el factor S (fracción de dosis en órgano objetivo por unidad de actividad emitida por el órgano fuente). Los factores S se obtuvieron mediante el software "OpenDose", la lesión se obtuvo mediante cálculo MonteCarlo.



Se realizó una comparación entre las dosis absorbidas obtenidas en los diferentes órganos contorneados por 10 observadores independientes pertenecientes al ámbito hospitalario.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 1 se muestran los resultados de las dosis absorbidas por órgano y observador.

| Observador         | DOSIS ABSORBIDA (Gy) |              |           |           |                  |                  |            |        |               |
|--------------------|----------------------|--------------|-----------|-----------|------------------|------------------|------------|--------|---------------|
|                    | Gl saliv Dch         | Gl saliv izq | Riñón izq | Riñón dch | Gl saliv inf dch | Gl saliv inf izq | Zona nasal | Hígado | Lesión(Hueso) |
| 1                  | 2.93                 | 3.20         | 6.17      | 5.12      | 1.52             | 1.52             | 6.14       | 0.33   | 7.29          |
| 2                  | 2.82                 | 3.24         | 6.79      | 5.50      | 1.81             | 1.84             | 7.15       | 0.39   | 7.52          |
| 3                  | 2.94                 | 3.20         | 6.17      | 5.12      | 1.52             | 1.52             | 6.15       | 0.33   | 7.29          |
| 4                  | 2.73                 | 3.12         | 6.34      | 5.38      | 1.68             | 1.82             | 6.19       | 0.33   | 6.92          |
| 5                  | 3.34                 | 4.03         | 8.77      | 6.97      | 2.04             | 2.21             | 7.12       | 0.44   | 9.26          |
| 6                  | 2.86                 | 3.26         | 8.13      | 5.47      | 1.74             | 1.91             | 6.50       | 0.27   | 7.43          |
| 7                  | 2.48                 | 2.90         | 5.66      | 4.83      | 1.48             | 1.37             | 3.61       | 0.32   | 7.40          |
| 8                  | 3.06                 | 3.13         | 6.97      | 5.34      | 1.23             | 1.27             | 4.04       | 0.33   | 6.52          |
| 9                  | 3.01                 | 3.31         | 6.39      | 5.44      | 1.51             | 1.58             | 6.32       | 0.34   | 6.86          |
| 10                 | 2.48                 | 2.94         | 6.23      | 5.09      | 1.30             | 1.27             | 7.37       | 0.31   | 6.51          |
| Media              | 2.87                 | 3.23         | 6.76      | 5.43      | 1.58             | 1.63             | 6.06       | 0.34   | 7.30          |
| Coef variación (%) | 9.16%                | 9.55%        | 14.35%    | 10.74%    | 15.24%           | 18.76%           | 20.87%     | 13.21% | 10.69%        |

Tabla1: Resultado de las dosis absorbidas según el órgano y el observador

El coeficiente de variación es superior al 9% para todos los órganos contorneados. Siendo en el caso de la zona nasal y las glándulas salivares inferiores las estructuras con una mayor variación interobservador. La dificultad para contornear estas estructuras puede ser un factor importante.

## CONCLUSIONES

En vista a los resultados obtenidos, el factor interobservador no es despreciable. Una forma de limitar este problema podría ser la realización del promedio del contorneo de distintos observadores, pero es demasiado costosa en tiempo del personal y no es fácilmente implementable. También podría reducirse el impacto de este factor mediante el desarrollo de algoritmos de contorneo automáticos, que deberán ser validados por los profesionales responsables. En tanto no se implemente un método más adecuado, se recomienda estimar la variabilidad del contorneo interoperador mediante un conjunto de datos históricos [1] y tener en cuenta la incertidumbre que este factor introduce.

## REFERENCIAS

[1]: EANM PRACTICAL GUIDANCE ON UNCERTAINTY ANALYSIS FOR MOLECULAR RADIOTHERAPY ABSORBED DOSE CALCULATIONS



## ÁREA TEMÁTICA: RD-INVESTIGADORES NOVELES

# USO DEL GESTOR DE DOSIS DOSE QAELUM PARA LA DETERMINACIÓN DE NIVELES DE REFERENCIA DE DIAGNÓSTICO (NRD) EN TC TÓRAX Y SU COMPARACIÓN CON EL ESTUDIO DOPOES II

Barceló Pagès, M. (1); Ruiz, A. (1); Domínguez, A. (1); Tejedor, N. (1); Ansón, C. (1); Leo, F. (1); Jornet, N. (1); Vivancos, H. (1); Pérez-Alija, J. (1); Gallego, P. (1); García, N. (1); Carrasco de Fez, P. (1)  
(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

PALABRAS CLAVE: CT TÓRAX, NIVELES DE REFERENCIA, CTDIVOL, DLP

### INTRODUCCIÓN

En los últimos años, la exposición de la población a las radiaciones ionizantes debido a procedimientos médicos ha aumentado y también la preocupación por las dosis recibidas. Los tres pilares de la protección radiológica son la justificación, la limitación y la optimización de cada exposición.

En el caso de las exploraciones de radiodiagnóstico, determinar los NRD para cada tipo de exploración forma parte del proceso de optimización y para ello los gestores de dosis han resultado una herramienta útil. Recientemente, se han publicado los NRD para España a partir de los datos recogidos durante el período 2017-2019 (DOPOES II, 2021).

La introducción de nuevos TCs en nuestro hospital es la motivación para este trabajo, que tiene como objetivo establecer los valores típicos para las exploraciones de tórax y compararlos con los niveles nacionales y comparar los TCs nuevos con los de generaciones anteriores.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Este estudio incluye los pacientes adultos realizados durante el año 2021 para los TC Philips Brilliance iCT 256 (en adelante iCT 256), Philips Brilliance 16C (16C), adquiridos en 2009, y los pacientes del año 2022 para los TC Siemens Somatom Force (Force) y Siemens Somatom Xceed (Xceed), adquiridos en 2021. Los TC de Siemens son los últimos adquiridos recientemente. Los datos se han conseguido a través del gestor de dosis Dose (Qaelum).

Se han estudiado tres tipos de exploraciones: TC de tórax simple, TC de tórax de alta resolución y los TC de tórax orientados a los tromboembolismos pulmonares (TEP). De cada exploración se ha determinado la media, su desviación estándar y la mediana de los indicadores de dosis CTDIVOL y DLP.

### RESULTADOS

Los resultados están resumidos en la TABLA 1. El número de estudios para cada TC está indicado entre paréntesis (N).





| Exploración        | TC (N)        | CTDIvol (mGy) |              |         | DLP (mGy·cm) |              |         | NRD nacional (mGy·cm) |
|--------------------|---------------|---------------|--------------|---------|--------------|--------------|---------|-----------------------|
|                    |               | Media         | Desv. Stand. | Mediana | Media        | Desv. Stand. | Mediana |                       |
| CT Tórax           | iCT 256 (664) | 14,0          | 7,9          | 11,6    | 600          | 256          | 524     | 480                   |
|                    | 16C (1334)    | 24,7          | 16,5         | 19,2    | 921          | 702          | 613     |                       |
|                    | Force (638)   | 5,2           | 2,3          | 4,7     | 226          | 106          | 203     |                       |
|                    | Xceed (838)   | 6,6           | 7,6          | 5,9     | 260          | 111          | 240     |                       |
| CT Alta Resolución | iCT 256 (134) | 20,6          | 10,0         | 19,0    | 680          | 308          | 619     | N/A                   |
|                    | 16C (262)     | 25,5          | 15,3         | 19,5    | 881          | 658          | 619     |                       |
|                    | Force (378)   | 15,9          | 5,7          | 15,3    | 526          | 289          | 493     |                       |
|                    | Xceed (427)   | 13,8          | 5,0          | 13,3    | 426          | 156          | 400     |                       |
| CT TEP             | iCT 256 (258) | 36,1          | 14,7         | 33,1    | 534          | 226          | 480     | 550                   |
|                    | 16C ( - )     | -             | -            | -       | -            | -            | -       |                       |
|                    | Force (56)    | 10,2          | 8,7          | 8,4     | 230          | 309          | 152     |                       |
|                    | Xceed (240)   | 9,6           | 7,9          | 7,6     | 129          | 97           | 106     |                       |

*Tabla 1: Valores de media, desviación estándar y mediana del CTDIvol y DLP para cada tipo de exploración y el valor de referencia nacional correspondiente publicado en DOPOES.*

En la FIGURA 1 se han representado los valores DLP de cada exploración y se han desglosado según el sexo del paciente (Female, Male).

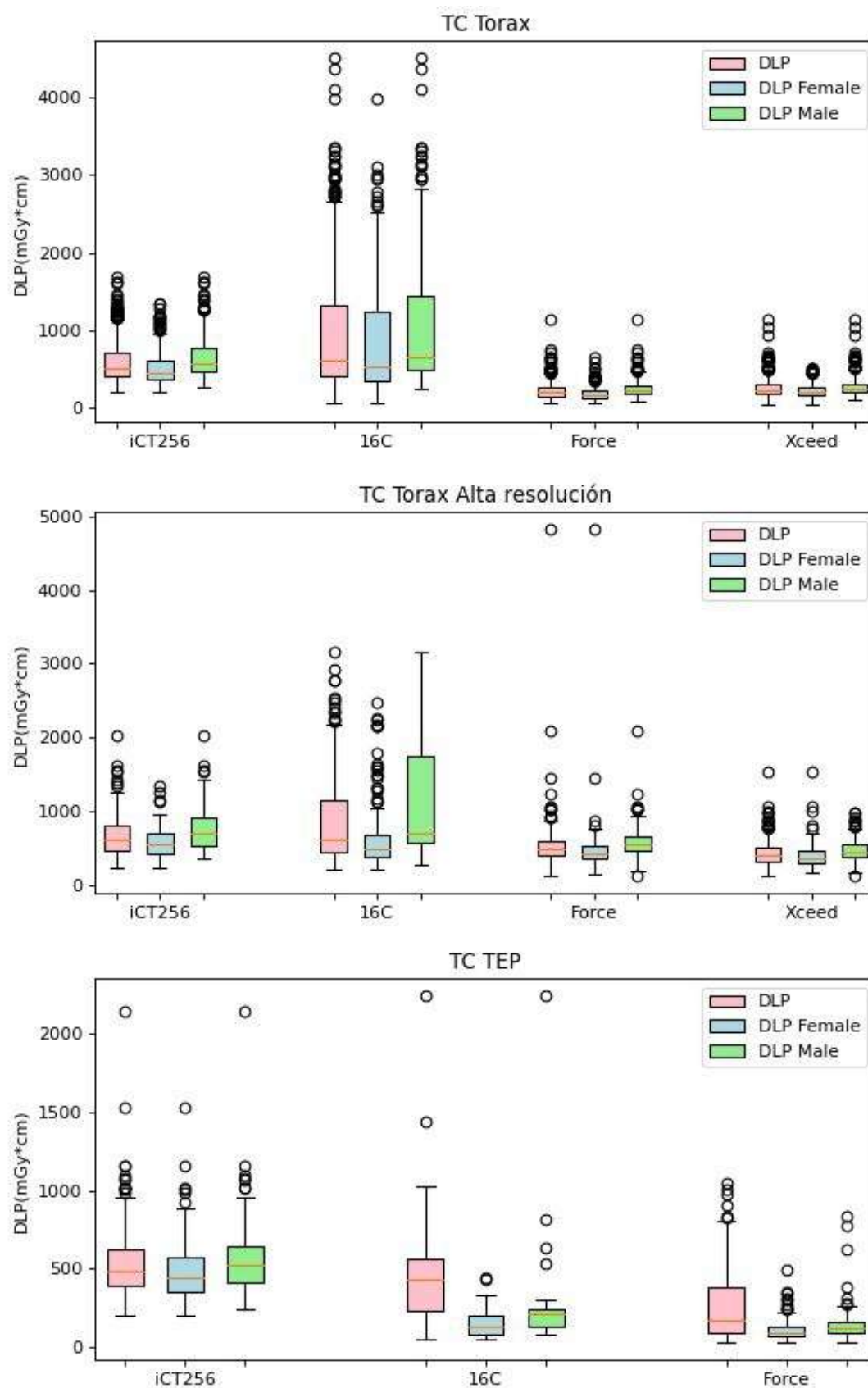


Figura 1: Representación de los valores DLP obtenidos para cada exploración y su desglose en dos subgrupos según el sexo del paciente.



## DISCUSIÓN

Los valores de los parámetros de dosis son inferiores en los equipos de reciente adquisición, siendo éstas además significativamente inferiores a los NRD nacionales

La separación del valor DLP para cada subgrupo dependiendo del sexo muestra un valor inferior y una menor variancia para las mujeres respecto a los hombres.

Durante el desarrollo del estudio se han encontrado algunas limitaciones:

Los detalles de los pacientes no incluyen el peso y altura, lo que no nos permite establecer nuestra población de referencia para acotar mejor el valor típico.

En los equipos Philips, y en especial el 16C, la descripción de los estudios no está suficientemente detallada, incrementando la varianza de los valores obtenidos.

## CONCLUSIONES

Los resultados de este estudio corroboran la importancia de la renovación tecnológica de los equipos para diagnóstico para la disminución de dosis a paciente y pone de manifiesto la necesidad de disponer de la información completa de las características de los pacientes y de la estandarización de los protocolos de realización de cada exploración.

# IMPACTO DEL CAMBIO TECNOLÓGICO EN TC PARA EXPLORACIONES CARDÍACAS: CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS

Domínguez Perea, A. (1); Barceló, M. (1); Ruiz, A. (1); Tejedor, N. (1); Leo, F. (1); Ansón, C. (1); Jornet, N. (1); Gallego, P. (1); Perez-Alija, J. (1); Garcia, N. (1); Vivancos, H. (1); Carrasco, P. (1)  
(1) Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

PALABRAS CLAVE: TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA; CALIDAD DE IMAGEN; EXPLORACIONES CARDÍACAS; ARTERIAS CORONARIAS; DLP; CTDIVOL

## INTRODUCCIÓN

En nuestro centro se ha llevado a cabo un cambio tecnológico en el equipo de tomografía computarizada dedicado a imagen cardíaca que obliga a estudiar su impacto en la calidad de imagen y dosis. El objetivo de este estudio ha sido comparar dosis y calidad de imagen entre un TC de Philips (Philips Brilliance iCT 256, 2007) y un TC de Siemens de energía dual (Siemens Somatom Force, 2014), el cuál introduce varios elementos clave en la optimización de las exploraciones cardíacas: un modo de pitch “ultra-rápido” (pitch=3,2), la modulación en las adquisiciones retrospectivas y un doble tubo que permite la obtención de la imagen en tiempos muy cortos ( $t=150\text{ms}$ ).

## MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio se han incluido 346 pacientes del TC de Philips y 312 pacientes del TC de Siemens. Las exploraciones cardíacas estudiadas han sido: TC de arterias coronarias (retrospectivo y prospectivo), TC de aorta, TC TAVI y TC valvular. El  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  y DLP de cada exploración han sido obtenidos mediante el gestor de dosis DOSE (Qaelum). Se ha usado el maniquí Catphan para la valoración de la calidad de imagen física ( $\text{MTF}_{50\%}$  y ruido en zona homogénea). Para la valoración de la calidad de imagen clínica se ha medido el ruido en la aorta ascendente a la altura de la bifurcación de las arterias pulmonares. Se ha calculado el valor medio de esta magnitud a partir de un subgrupo de 16 pacientes elegidos al azar para cada una de las exploraciones estudiadas.

## RESULTADOS

La tabla 1 muestra los resultados obtenidos para la calidad de imagen física y clínica y la mediana del  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  y DLP de cada una de las exploraciones estudiadas. Se observa una mayor calidad de imagen tanto física como clínica en el TC de Philips para todos los parámetros estudiados (a excepción de la  $\text{MTF}_{50\%}$  en el protocolo retrospectivo para el TC de arterias coronarias).  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  y DLP son menores en el TC de Siemens para todas las exploraciones (figura 1), siendo las de mayor reducción las correspondientes a los protocolos que hacen uso del modo Flash (pitch “ultra-rápido”): 79% de reducción en TC de arterias coronarias y 74% en TC de aorta en el caso del DLP.

## DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran un comportamiento a priori esperado: una disminución de la dosis impartida al paciente en el TC de Siemens a cambio de la degradación de la calidad de imagen. Sin embargo, los cardiólogos manifiestan que la pérdida



de calidad de imagen no afecta al uso clínico de estas. A pesar de ello, no se ha podido encontrar un parámetro de calidad de imagen clínica evaluable cuantitativamente que refuerce este aspecto.

## CONCLUSIONES

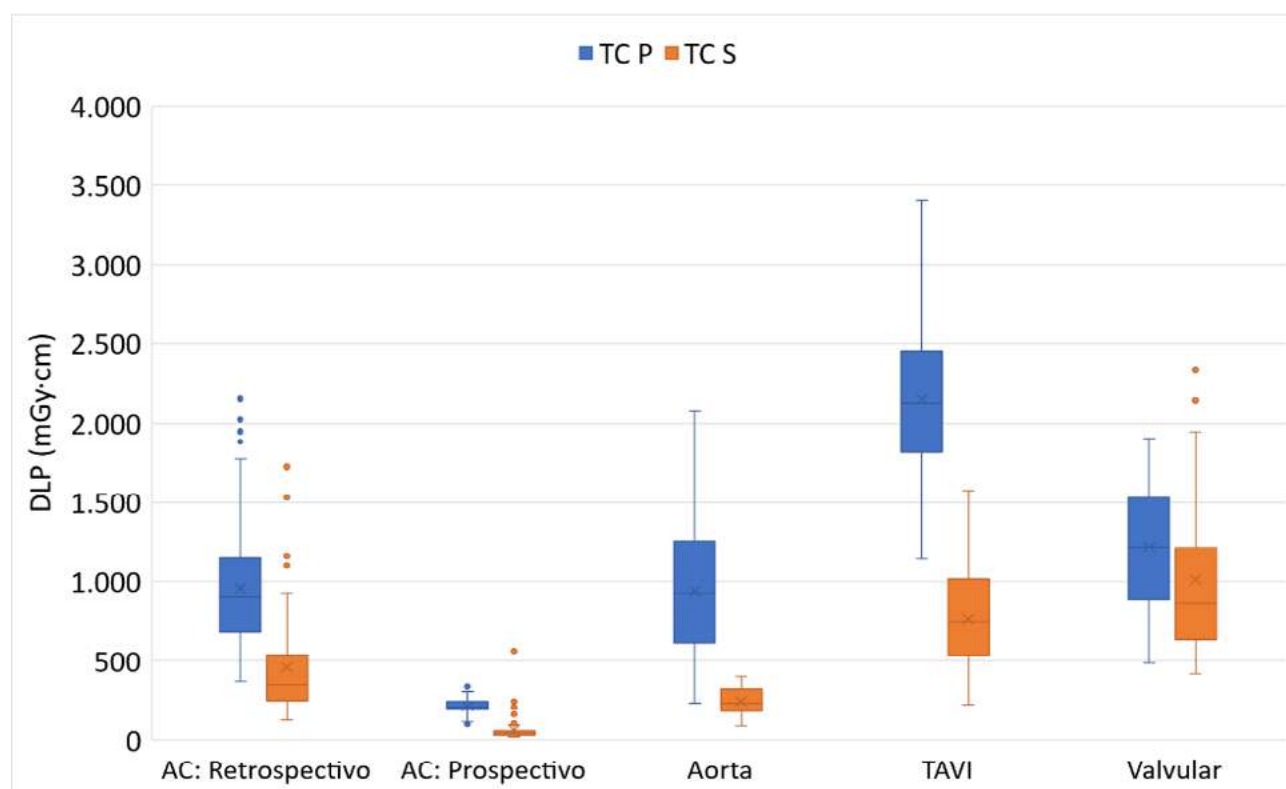
La modulación de los protocolos retrospectivos y el modo Flash reducen significativamente las magnitudes dosimétricas estudiadas a cambio de una disminución aceptable de la calidad de imagen.

Es necesario complementar el estudio con parámetros de calidad de imagen que tengan en cuenta las necesidades de los cardiólogos a la hora del diagnóstico.

| Exploración            | Protocolo usado              | TC | CI física                     |               | CI clínica                     | Magnitudes dosimétricas      |                 |
|------------------------|------------------------------|----|-------------------------------|---------------|--------------------------------|------------------------------|-----------------|
|                        |                              |    | MTF <sub>50%</sub><br>(pl/mm) | Ruido<br>(HU) | Ruido aorta<br>ascendente (HU) | CTDI <sub>vol</sub><br>(mGy) | DLP<br>(mGy·cm) |
| TC arterias coronarias | Retrospectivo                | P  | 0,388                         | 15,1          | 25,7                           | 58,9                         | 908,6           |
|                        | Retrospectivo modulado       | S  | 0,404                         | 17,8          | 43,9                           | 24,6                         | 352,9           |
|                        | Step&Shoot                   | P  | 0,399                         | 11,2          | 19,2                           | 29,6                         | 207,0           |
|                        | Flash (Pitch "ultra-rápido") | S  | 0,366                         | 17,2          | 43,8                           | 9,1                          | 43,6            |
| TC aorta               | Step&Shoot                   | P  | 0,456                         | 13,7          | 21,0                           | 49,6                         | 888,2           |
|                        | Flash (Pitch "ultra-rápido") | S  | 0,301                         | 15,1          | 34,8                           | 9,7                          | 234,0           |
| TC TAVI                | Retrospectivo                | P  | 0,411                         | 10,4          | 20,3                           | 119,8                        | 2125,4          |
|                        | Retrospectivo modulado       | S  | 0,395                         | 13,5          | 42,8                           | 27,9                         | 747,0           |
| TC valvular            | Retrospectivo                | P  | 0,411                         | 10,4          | 25,9                           | 76,5                         | 1221,9          |
|                        | Retrospectivo modulado       | S  | 0,369                         | 17,7          | 32,2                           | 48,8                         | 861,3           |

P: Philips, S: Siemens

**Tabla 1.** Comparación de índices de dosis y calidad de imagen.



AC: arterias coronarias

**Figura 1.** Diferencias en el DLP para las exploraciones estudiadas.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> LIN, E., & ALESSIO, A. (2009). WHAT ARE THE BASIC CONCEPTS OF TEMPORAL, CONTRAST, AND SPATIAL RESOLUTION IN CARDIAC CT? JOURNAL OF CARDIOVASCULAR COMPUTED TOMOGRAPHY, 403–408.
- <sup>2</sup> (2012). ICRU REPORT 87: RADIATION DOSE AND IMAGE-QUALITY ASSESSMENT IN COMPUTED TOMOGRAPHY.
- <sup>3</sup> GHEKIERE, O., NCHIMI, A., DJEKIC, J., EL HACHEMI, M., MANCINI, I., HANSEN, D., . . . DENDALE, P. (2016). CORONARY COMPUTED TOMOGRAPHY ANGIOGRAPHY: PATIENT-RELATED FACTORS DETERMINING IMAGE QUALITY USING A SECOND-GENERATION 320-SLICE CT SCANNER. INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIOLOGY, 970-976.

# COMPARACIÓN DE LOS INDICADORES DE DOSIS EN EXPLORACIONES DE RADIOLOGÍA GENERAL CON LOS DRLS EUROPEOS Y DOPOES II

González Kölmel, E. (1); López Castro, M. Á. (1); Pérez Fernández, M. (2); Medina Jiménez, E. (1); Otero Martínez, C. (1); Camino Martínez, J. M. (1); Sánchez García, M. (1); Mosquera Sueiro, J. (1); Lobato Busto, R. (1); Luna Vega, V. (1); Pombar Cameán, M. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago, (2) Galaria, Empresa Pública de Servicios Sanitarios

PALABRAS CLAVE: INDICADORES DE DOSIS, RADIOLOGÍA GENERAL, DOPOES II, RP 180, RP 195

## INTRODUCCIÓN

El RD 601/2019, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas, en su Artículo 6, establece el objetivo de mantener las dosis individuales tan bajas como sea razonablemente posible con motivo de la protección radiológica del paciente.

El objetivo del estudio es comparar los datos de dosis impartidas a pacientes en protocolos de Radiología General en el Área Sanitaria de Santiago e Barbanza con los DRLs establecidos en los documentos de la Comisión Europea (RP 180 y RP 195) y del Proyecto Nacional DOPOES II del año 2022.

## MÉTODO

En el Área Sanitaria está implementado el software de registro automático de dosis XEDOSE-DoseWatch de General Electric. Se han conectado los dispositivos digitales de Radiología General del área, tanto de hospitales como de centros de salud: 5 Agfa DR400 y 3 Philips Digital Diagnostic.

Se han tomado las exploraciones usadas con más frecuencia en el área (mayor número de estudios) y para los cuales hay definidos DRLs en los documentos RP 180, RP 195 y DOPOES II. Se han buscado al menos 20 casos para las exploraciones analizadas. Para realizar la comparación, se calculan las medianas del producto dosis-área (PDA) para cada tipo de exploración.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se analizan un total de 13 tipos de exploraciones diferentes para los 8 equipos del estudio y se comparan con los DRLs de los documentos mencionados (TABLA 1). En relación a los documentos de la Comisión Europea, nuestros indicadores de dosis son inferiores a los de referencia. Sin embargo, en relación a los DRLs establecidos en el DOPOES II (inferiores en todos los casos a los de referencia europea) nuestros valores están en el límite e incluso superan en algunos casos el DRL nacional (TABLA 1) (FIGURA 1).

## CONCLUSIONES

A partir de los datos recogidos por el sistema de registro automático, se han conseguido optimizar los niveles de dosis en Radiología General, de forma que los indicadores de dosis siguen por debajo de los niveles de referencia europeos.

La reciente publicación de DOPOES II, con niveles de referencia sustancialmente inferiores a los de los documentos de la comisión europea, hace patente la necesidad de que la optimización debe continuar.





FIGURAS

|                          | Indicador de dosis [mGy·cm²] |                 |                  |                 |                 |                 |                        |                  | DRL [mGy·cm²] |        |           |
|--------------------------|------------------------------|-----------------|------------------|-----------------|-----------------|-----------------|------------------------|------------------|---------------|--------|-----------|
|                          | Agfa DR400                   |                 |                  |                 |                 |                 |                        |                  |               |        |           |
|                          | C.S. A Estrada               | C.S. Noja       | C.S. Lalín       | C.S. Muros      | C.S. Arzúa      | Sala B CHUS     | C.S. Concepción Arenal | H. Barbanza      | RP 180        | RP 195 | DOPOES II |
| Tórax PA                 | 139<br>(n=810)               | 123<br>(n=504)  | 98<br>(n=1078)   | 138<br>(n=943)  | 103<br>(n=500)  | 78<br>(n=127)   | 65<br>(n=3351)         | 75<br>(n=9455)   | 160           | 200    | 110       |
| Tórax LAT                | 572<br>(n=800)               | 542<br>(n=491)  | 402<br>(n=1022)  | 423<br>(n=907)  | 569<br>(n=476)  | 307<br>(n=116)  | 239<br>(n=3413)        | 236<br>(n=8767)  | 600           | 500    | 360       |
| Abdomen AP               | 2233<br>(n=68)               | 2378<br>(n=55)  | 1669<br>(n=115)  | 2324<br>(n=37)  | -               | 2160<br>(n=527) | 1426<br>(n=171)        | 1531<br>(n=4409) | 3000          | 2600   | 2100      |
| Pelvis AP                | 1804<br>(n=518)              | 1868<br>(n=317) | 1745<br>(n=753)  | 2516<br>(n=304) | 1920<br>(n=448) | 1553<br>(n=313) | 1363<br>(n=699)        | 1622<br>(n=745)  | 3000          | 2500   | 1600      |
| Columna Lumbar AP        | 1677<br>(n=712)              | 1315<br>(n=560) | 1728<br>(n=1505) | 1500<br>(n=680) | 1597<br>(n=763) | 1691<br>(n=370) | 1336<br>(n=2619)       | 1562<br>(n=2504) | 2300          | 2000   | 1900      |
| Columna Lumbar Lateral   | 3190<br>(n=392)              | 3179<br>(n=569) | 2911<br>(n=1556) | 3700<br>(n=559) | 3337<br>(n=603) | 2403<br>(n=370) | 3012<br>(n=2783)       | 2380<br>(n=2487) | 4200          | 3400   | 3200      |
| Columna Dorsal AP        | 931<br>(n=172)               | 773<br>(n=137)  | 764<br>(n=248)   | 814<br>(n=139)  | 901<br>(n=161)  | 908<br>(n=128)  | 838<br>(n=546)         | 680<br>(n=690)   | 1300          | 1200   | 850       |
| Columna Dorsal Lateral   | 769<br>(n=95)                | 605<br>(n=134)  | 720<br>(n=253)   | 648<br>(n=21)   | 965<br>(n=131)  | 865<br>(n=137)  | 797<br>(n=593)         | 1067<br>(n=742)  | 1700          | 1800   | 1200      |
| Columna Cervical AP      | 273<br>(n=354)               | 174<br>(n=224)  | 363<br>(n=539)   | 198<br>(n=218)  | 154<br>(n=539)  | 136<br>(n=91)   | 100<br>(n=1288)        | 160<br>(n=1492)  | -             | 300    | 150       |
| Columna Cervical Lateral | -                            | 231<br>(n=223)  | 401<br>(n=542)   | 328<br>(n=162)  | 257<br>(n=289)  | 101<br>(n=83)   | 80<br>(n=1521)         | 165<br>(n=1295)  | -             | 400    | 290       |
| Cráneo AP                | -                            | -               | -                | -               | -               | -               | 252<br>(n=27)          | 82<br>(n=20)     | 650           | 700    | 370       |
| Cráneo Lateral           | 297<br>(n=31)                | -               | -                | 261<br>(n=31)   | -               | -               | 319<br>(n=25)          | 99<br>(n=25)     | 600           | 600    | 310       |

Tabla 1. Indicadores de dosis obtenidos por protocolo y dispositivo a partir de la mediana de todos los estudios. En letra roja aquellos valores que superan el DRL establecido en DOPOES II; en verde aquellos que no; de forma análoga en fondo rojo aquellos valores que superan el DRL establecido en RP 195 y en verde aquellos que no. El número de estudios analizados queda representado por *n*.

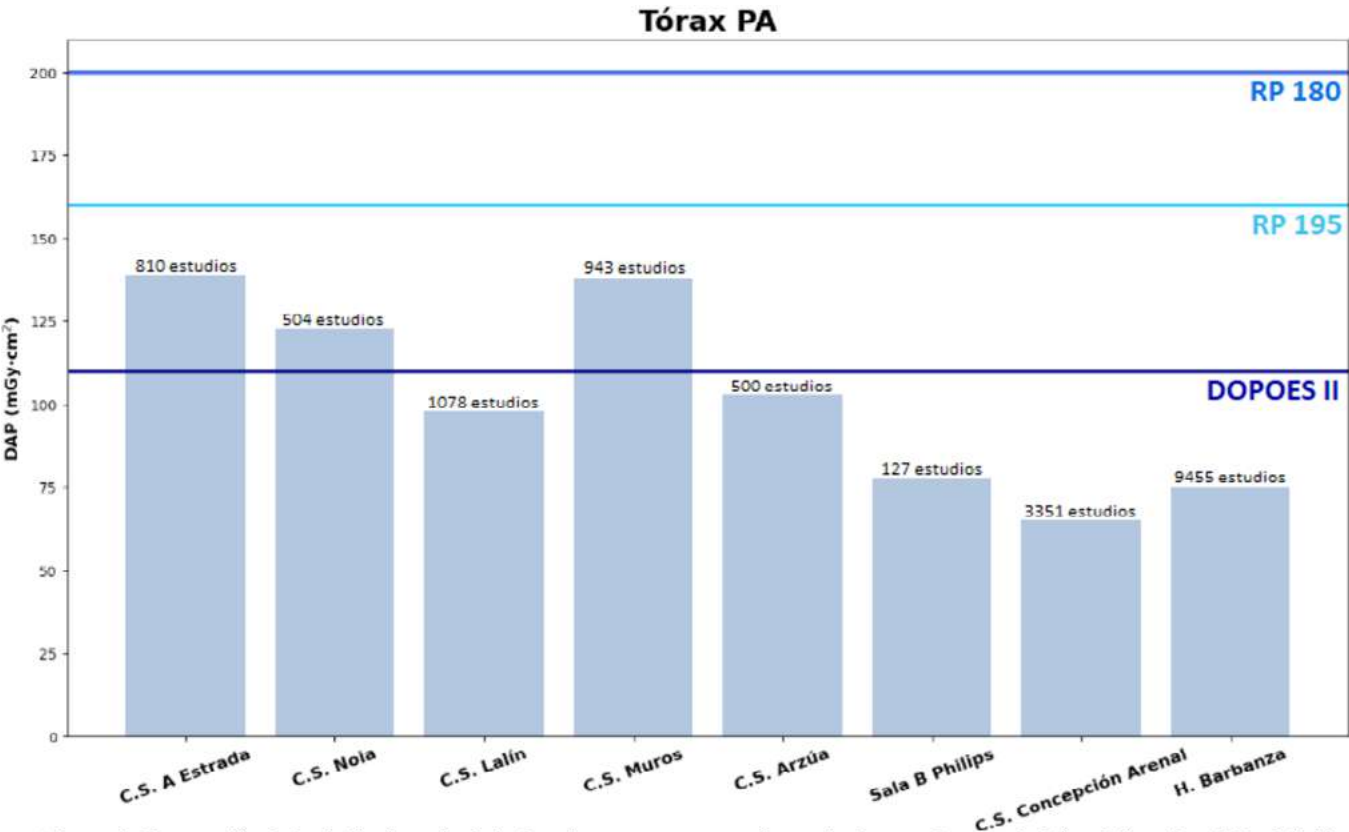


Figura 1. Comparación de los indicadores de dosis de cada centro en nuestra área sanitaria para el protocolo Tórax PA con los DRLs definidos en RP 180, RP 195 y DOPOES II.





## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> [HTTP://WWW.EUROSAFEIMAGING.ORG/WP/WP-CONTENT/UPLOADS/2015/05/RADIATION-PROTECTION-180-PART2.PDF](http://www.eurosafeimaging.org/wp/wp-content/uploads/2015/05/radiation-protection-180-part2.pdf)
- <sup>2</sup> EUROPEAN COMMISSION, DIRECTORATE-GENERAL FOR ENERGY, JASCHKE, W., CLARK, J., HIERATH, M., ET AL., EUROPEAN STUDY ON CLINICAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS FOR X-RAY MEDICAL IMAGING : EUCLID, PUBLICATIONS OFFICE, 2021, [HTTPS://DATA.EUROPA.EU/DOI/10.2833/452154](https://data.europa.eu/doi/10.2833/452154)
- <sup>3</sup> [HTTPS://WWW.CSN.ES/DOCUMENTS/10182/2399922/NIVELES%20DE%20REFERENCIA%20DE%20DOSIS%20\(NRD\)%20Y%20%20ESTIMACI%C3%B3N%20DE%20DOSIS%20POBLACIONAL%20EN%20%20ESPA%C3%B1a%20\(DOPOES%20II%20-%20RESUMEN%20EJECUTIVO\)](https://www.csn.es/documents/10182/2399922/NIVELES%20DE%20REFERENCIA%20DE%20DOSIS%20(NRD)%20Y%20%20ESTIMACI%C3%B3N%20DE%20DOSIS%20POBLACIONAL%20EN%20%20ESPA%C3%B1a%20(DOPOES%20II%20-%20RESUMEN%20EJECUTIVO))

# REDUCCIÓN DE DOSIS DEBIDO A LAS MEJORAS TÉCNICAS EN EQUIPOS INTERVENCIONISTAS DE PHILIPS

González González, V. (1); López Romero, A. (1); Liñan Rodríguez, P. M. (1); De la Cruz Hernando, M. (1); Gómez Gascón, Á. (1); Aldana Rodríguez, S. (1); Pifarré Martínez, X. (1)

(1) Hospital Puerta de Hierro de Majadahonda

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, INTERVENCIONISMO Y AVANCES TECNOLÓGICOS.

## INTRODUCCIÓN

En las últimas décadas, la reducción de las dosis impartidas por los equipos de RX, junto con la mejora de la calidad de las imágenes, se han convertido en una prioridad para la industria.

En las salas de intervencionismo sabemos que se imparten dosis de radiación altas o muy altas; por ello, es en este ámbito donde los fabricantes han dedicado mayores esfuerzos en reducir las dosis. El objetivo de este trabajo es evaluar la eficacia de las novedades tecnológicas que el fabricante Philips ha incorporado en sus arcos intervencionistas en los últimos años.

## MATERIALES Y MÉTODOS

La Unidad de Hemodinámica del Hospital Puerta de Hierro Majadahonda, dispone de dos laboratorios de trabajo. Ambos cuentan con arcos intervencionistas del fabricante Philips. En una de ellas el modelo es un Allura H10, con 12 años de servicio; la otra sala dispone de un modelo Azurion 7C20, de última generación, con solo dos años de antigüedad. El Azurion presenta novedades tecnológicas enfocadas a la reducción de dosis; entre ellas destaca el sistema ClarityIQ de reconstrucción iterativa de imagen; este sistema disminuye considerablemente el ruido de la imagen, factor que permite una reducción sustancial de las dosis sin detrimento en la calidad de la imagen.

En ambas salas se llevan a cabo procedimientos similares, y las dos comparten equipo médico y de enfermería. Esta situación nos permite proponer una comparación, sin sesgos, de las reducciones de dosis que las nuevas tecnologías proporcionan.

Para cuantificar esta reducción de dosis analizamos dos indicadores dosimétricos: el kerma en aire en el punto de referencia intervencionista y el PDA (producto dosis por área). La herramienta que nos ha permitido obtener una muestra suficientemente grande de casos es la aplicación DOLQA, sistema oficial de registro y almacenamiento de dosis a pacientes de la Comunidad de Madrid. Se han analizado un total de 142 biopsias, 300 coronariografías y 196 angioplastias coronarias. Aproximadamente la mitad de cada una de ellas, se ha llevado a cabo con el Allura y la otra mitad, con el Azurion.

## CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN

Con el análisis de los datos se ha podido concluir que hay una disminución significativa (en torno a un 40%) del kerma en aire en el punto de referencia intervencionista en el equipo Azurion respecto al Allura. Esta reducción es algo menor (entre un 26% y un 34%) en el PDA.

En paralelo se ha preguntado a los cardiólogos de la Unidad de Hemodinámica por la calidad de imagen, siendo la opinión mayoritaria que no solo no observan pérdidas del poder diagnóstico en las imágenes del Azurion, sino que la calidad de imagen habría mejorado; este factor, además, explicaría la reducción observada, tanto de los tiempos de fluoroscopia, como del número de imágenes adquiridas en el Azurion respecto del Allura.



## INTERCOMPARACIÓN DE CÁMARAS LÁPIZ PARA MEDIDA DE CTDIAIRE Y VALIDACIÓN DE LA ESTIMACIÓN DE CTDIVOL EN BASE A LAS MEDIDAS EN AIRE

Herrera Garralón, E. (1); Lupiani Castellanos, J. (2); Angulo Paín, E. (3); Almansa López, J. (1)

(1) Hospital Universitario Virgen de las Nieves, (2) Hospital de Jerez de la Frontera, (3) Hospital Puerta del Mar

PALABRAS CLAVE: TC, CTDIAIR, CTDIVOL

### INTRODUCCIÓN

La realización de la prueba TC020 del PECCRD establece la necesidad de medir el índice de dosis en TC en aire (CTDIAIRE) para todos los filtros de forma, todas las configuraciones de adquisición y todas las tensiones utilizadas clínicamente así como la verificación para un conjunto de exploraciones de un valor límite en el valor entregado por el equipo de CTDIVOL.

Inicialmente se recomienda medir el CTDIAIRE y el CTDIVOL para los diferentes maniqués disponibles y en las diferentes situaciones para después obtener la relación entre ambas medidas. Esto implica la medida del CTDIVOL en todas las configuraciones utilizadas clínicamente lo cual implica un tiempo de medida excesivamente extenso.

El objetivo de este trabajo es verificar la respuesta de varios conjuntos electrómetro-cámara lápiz para la medida del CTDIAIRE y la exactitud de la estimación de los valores de CTDIVOL estimados de forma genérica a partir de los valores de CTDIAIRE medidos.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han realizado medidas de CTDIAIRE con tres conjuntos de medida en un equipo GE Revolution EVO (n/s: FE421185). Los equipos de medida han sido:

PTW Diados n/s 1396 – cámara TM 30009 n/s 1009 – Calibración: 01/07/2022

Raysafe PN825101-6 n/s 225945 – cámara X2 CT n/s 217853 – Calibración: 08/06/2022 RTI Piranha 657 n/s CB2-19060877 – cámara DCT 10 n/s 1184 – Calibración: 09/08/2021

El conjunto de configuraciones del sistema para los que se han realizado medidas de CTDIAIRE se muestran en la FIG. 1 junto con sus valores nominales de CTDIAIRE y de CTDIVOL.



| kV  | mA  | Configuración | Filtro de forma | CTD <sub>lair</sub> Nominal | CTD <sub>Ivol</sub> Nominal |
|-----|-----|---------------|-----------------|-----------------------------|-----------------------------|
| 80  | 200 | 10 10:1i      | Large Body      |                             | 6.71                        |
| 100 | 200 | 10 10:1i      | Large Body      |                             | 13.16                       |
| 120 | 200 | 10 10:1i      | Large Body      |                             | 21.22                       |
| 140 | 200 | 10 10:1i      | Large Body      |                             | 32.12                       |
| 120 | 200 | 1,25 1,25:1i  | Large Body      | 105.38                      | 42.75                       |
| 120 | 200 | 2,50 2,50:1i  | Large Body      | 77.69                       | 29.75                       |
| 120 | 200 | 5 5:1i        | Large Body      | 73.85                       | 24.67                       |
| 120 | 200 | 10 10:1i      | Large Body      | 59.23                       | 21.22                       |
| 120 | 200 | 20 10:2i      | Large Body      | 50.77                       | 18.64                       |
| 120 | 200 | 40 10:4i      | Large Body      | 47.69                       | 17.42                       |
| 80  | 200 | 1,25 1,25:1i  | Large Body      |                             | 13.53                       |
| 80  | 200 | 40 10:4i      | Large Body      | 16.92                       | 5.50                        |
| 80  | 200 | 10 10:1i      | Head            |                             | 14.39                       |
| 100 | 200 | 10 10:1i      | Head            |                             | 26.33                       |
| 120 | 200 | 10 10:1i      | Head            |                             | 40.72                       |
| 140 | 200 | 10 10:1i      | Head            |                             | 59.91                       |
| 120 | 200 | 1,25 1,25:1i  | Head            |                             | 81.54                       |
| 120 | 200 | 2,50 2,50:1i  | Head            |                             | 56.89                       |
| 120 | 200 | 5 5:1i        | Head            |                             | 47.30                       |
| 120 | 200 | 10 10:1i      | Head            |                             | 40.72                       |
| 120 | 200 | 20 10:2i      | Head            |                             | 35.81                       |
| 120 | 200 | 40 10:4i      | Head            | 57.69                       | 33.47                       |
| 80  | 200 | 1,25 1,25:1i  | Head            |                             | 28.83                       |
| 80  | 200 | 40 10:4i      | Head            |                             | 11.82                       |

FIGURA 1: Configuraciones de medida y valores nominales de CTD<sub>lair</sub> y CTD<sub>Ivol</sub>

Para cada configuración del sistema y cada equipo de medida se han realizado 5 mediciones.

Calculamos el CTD<sub>Ivol</sub> para cada configuración utilizando las medidas de CTD<sub>lair</sub> y un CTD<sub>Ivol</sub> de referencia (que hemos establecido a 120 kV y 1 cm de espesor) mediante la fórmula  $CTD_{Ivolconf} = CTD_{Ivolref} * CTD_{lairconf} / CTD_{laireref}$ .



## RESULTADOS

Los principales resultados se muestran en la Fig. 2.

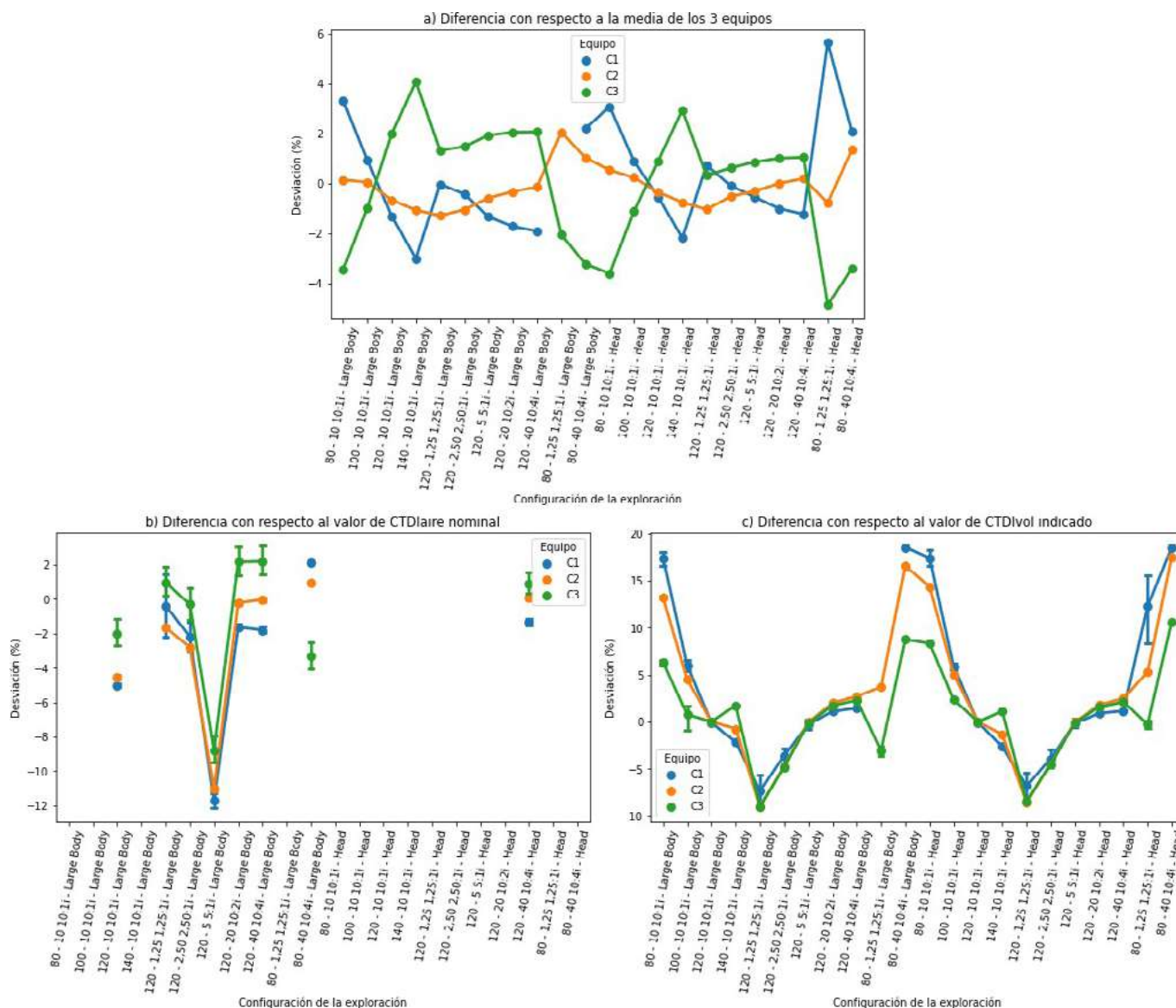


FIGURA 2: a) Variabilidad de las medidas de los conjuntos cámara-electrómetro con respecto al promedio, b) y c) Desviaciones de CTDlaire medido y del CTDIvol estimado respecto a nominales.

Observamos un buen comportamiento entre cámaras con una diferencia máxima respecto al promedio de un 6% (normalmente <3%).

La comparación con el CTDlaire nominal es también excelente (< 5%) excepto para un punto donde sospechamos la existencia de una errata en el valor nominal en el manual del TC.

La estimación de CTDIvol es también excelente (< 5%) excepto para las configuraciones de 80 kVp y/o espesores de 1.25 mm.

## DISCUSIÓN

La variabilidad entre equipos de medida y su comportamiento con diferentes calidades del haz y espesores de radiación permite su utilización indistinta para las medidas de CTDlaire indicadas en la prueba TC020. Así mismo la correcta estimación de los valores de CTDIvol supone el ahorro de un gran número de medidas en maniquí.

## CONCLUSIONES

Se demuestra el buen comportamiento de los equipos de medida y la correcta estimación del CTDIvol basándonos en los valores obtenidos de CTDlaire.



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REVOLUTION EVO — TECHNICAL REFERENCE MANUAL-5805441-1EN

# MÉTODO ALTERNATIVO PARA EL CÁLCULO DE CTDI CON FILTROS DE ESTAÑO

González González, V. (1); Liñan Rodríguez, P. M. (1); López Romero, A. (1); Pifarré Martínez, X. (1)

(1) Hospital Puerta de Hierro de Majadahonda

PALABRAS CLAVE: CTDI, DOSIMETRÍA, ESTAÑO Y NUEVAS TÉCNICAS.

## INTRODUCCIÓN

En el ámbito del radiodiagnóstico, el TC es una de las modalidades que mayor dosis de radiación imparte a los pacientes; por ello los fabricantes dedican sus esfuerzos, desde hace décadas, a la reducción de las dosis. Una de las novedades del fabricante Siemens ha sido la introducción de una filtración de estaño, de uso opcional a voluntad del usuario.

Por otra parte, es sabido que los CTDI (Computed Tomography Dose Index) son indicadores dosimétricos imprescindibles para el cálculo de los DLP (Dose Length Product) y del resto de magnitudes dosimétricas de interés, como la dosis efectiva. La determinación de los CTDI's requiere de medidas de dosis realizadas a partir de irradiaciones, en modo axial (mesa en reposo). Además, estos CTDI's dependen de la calidad del haz seleccionada. Al introducir Siemens los nuevos filtros de Sn, se plantea la necesidad de medir los CTDI's generados, con y sin el filtro de estaño. Al menos en los modelos Force, x.cite y go Top, del fabricante alemán, el problema surge porque, en el modo clínico, no es posible introducir el Sn en un estudio axial; solo es posible usarlo en un estudio helicoidal (mesa en movimiento). Esto hace imposible la medida de los CTDI's por el procedimiento clásico. Este trabajo presenta un modo alternativo para medir los CTDI's con filtro de Sn, factible de ser llevado a cabo desde el modo clínico.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se llevan a cabo medidas de CTDI's con filtro de Sn mediante el procedimiento ideado que, básicamente, consiste en la medida de los mismos CTDI's sin Sn y con el establecimiento de unos factores de corrección "con Sn/Sin Sn" obtenidos a partir de medidas llevadas en hélices idénticas realizadas con y sin filtro de Sn. Para verificar la bondad del método, y con la ayuda del Servicio Técnico de Siemens, se llevan a cabo medidas de los CTDI's con filtro de Sn, realizadas en el modo servicio de la máquina, modo en el que sí puede usarse Sn en cortes axiales (mesa parada). Todas las medidas se han realizado con un sistema de dosimetría Ray Safe X2 usando la cámara de TC X2.

## RESULTADOS

Se comparan las medidas de CTDI's con Sn realizadas en cortes axiales (modo servicio), con las realizadas mediante el procedimiento ideado por los autores (modo clínico). Las diferencias encontradas se muestran en la tabla 1.

|                 | Protocolo de tronco | Protocolo de cabeza |
|-----------------|---------------------|---------------------|
| Siemens Go top  | 3,34 %              | 1,70 %              |
| Siemens Excited | 1,58 %              | 2,34 %              |
| Siemens Force   | 2,04 %              | 1,69 %              |

Tabla1: Se expresan las diferencias promediadas y porcentualizadas de todas las adquisiciones a los diferentes kV y coberturas.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

Los errores encontrados entre las medidas clásicas del CTDI con Sn y las llevadas a cabo con el procedimiento ideado por los autores son suficientemente pequeños como para poder aceptar este método de medida que no requiere de la presencia del Servicio Técnico de Siemens, al poder ser realizado desde protocolos clínicos.



## ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RADIACIÓN

# EVALUACIÓN DE LA INFLUENCIA DEL FACTOR DE CORRECCIÓN POR RECOMBINACIÓN DE UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN EN LA MEDIDA DEL RENDIMIENTO EN PROFUNDIDAD

Berenguer Serrano, R. (1); de la Vara Olivas, V. (1); Monasor Denia, P. (1); Núñez Quintanilla, A. T. (1); Rivera Giménez, M. (1); Villas Sánchez, M. V. (1); Sabater Martí, S. (1)  
(1) Servicio de Radioterapia GAI Albacete

PALABRAS CLAVE: FACTOR DE RECOMBINACIÓN, RENDIMIENTO EN PROFUNDIDAD

### OBJETIVO

El objetivo de este trabajo fue la de evaluar cual es el grado de influencia del factor de corrección por recombinación ( $K_s$ ) de una cámara de ionización de pequeño volumen en la medida del rendimiento de profundidad (PDD).

### MATERIAL Y MÉTODO

Se decidió evaluar la influencia del factor  $K_s$  con una cámara de ionización de pequeño volumen (31021 PTW vol 0,07 cm<sup>3</sup>) en la que puede resultar más relevante la corrección por recombinación y en condiciones de dosis por pulso elevadas con haces sin filtro en un acelerador Varian TrueBeam. El PDD se midió para diferentes tamaños de campos desde 2x2 cm<sup>2</sup> hasta 40x40 cm<sup>2</sup> para la energía de fotones 6 MV FFF con tasa de 1400 UM/min. Tomamos los datos crudos y a partir de ellos se obtuvo el valor correspondiente de mGy/pulso. Para ello tuvimos en cuenta que la frecuencia de funcionamiento tanto de modulador como cañón en este caso fue de 360 Hz (información proporcionada por Varian MS).

Para obtener el factor de corrección por recombinación de la cámara se empleó el procedimiento indicado en la norma DIN6800-2. Para su cálculo se requiere conocer el valor de mGy/pulso (DP) en cada punto de medida, 2 parámetros característicos de cada cámara ( $\lambda$  y  $\delta$ ) y el voltaje (U) aplicado. Para la cámara 31021, empleamos los parámetros  $\lambda$  y  $\delta$  de la norma DIN6800-2 y del artículo de Bruggmoser (ref1). Así, obtuvimos dos PDDs con la corrección por recombinación diferentes. Finalmente ambos fueron renormalizados.

La relación para la obtención del factor  $K_s$  fue:

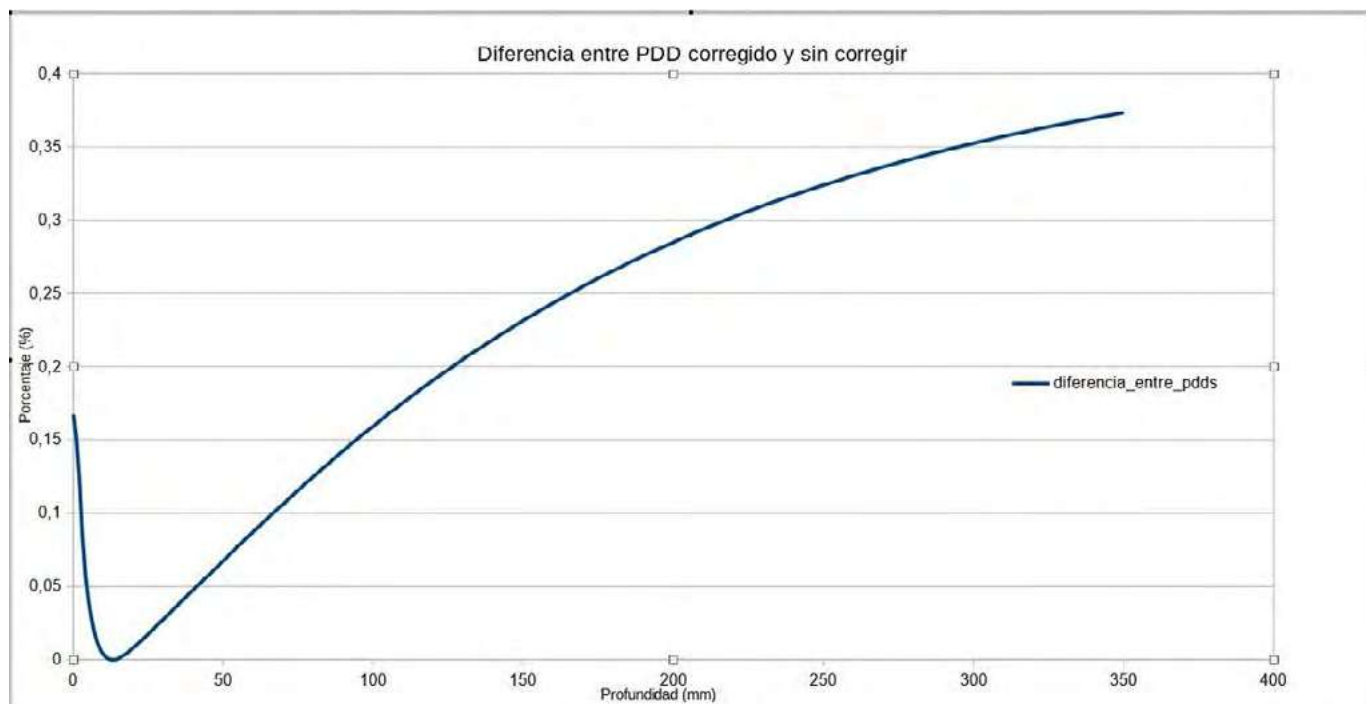
$$K_s = 1 + (\lambda + \delta \cdot DP) / U$$

### RESULTADOS

La diferencia entre los PDD corregidos y sin corregir disminuía a medida que aumentaba el tamaño de campo. Así la diferencia máxima se encontró para el tamaño de campo menor (2x2 cm<sup>2</sup>) y fue menor del 0,4% (imagen 1) hasta llegar a la diferencia mínima para el tamaño de campo mayor (40x40 cm<sup>2</sup>) que fue menor del 0,2%. También se observó que la diferencia era más notable a medida que aumentaba la profundidad (imagen 1; campo 2x2 cm<sup>2</sup>). Para el campo de 2x2 cm<sup>2</sup> el índice de calidad (QI) varió un 0,1% mientras que para el caso del campo de 40x40 cm<sup>2</sup> varió menos de un 0,06% entre el PDD corregido y sin corregir. En la imagen 2 también se muestra la diferencia entre los 2 PDDs (corregido y sin corregir) para un campo de 2x2 cm<sup>2</sup> a la profundidad de 30 cm y aplicando un zoom para poder apreciarla.

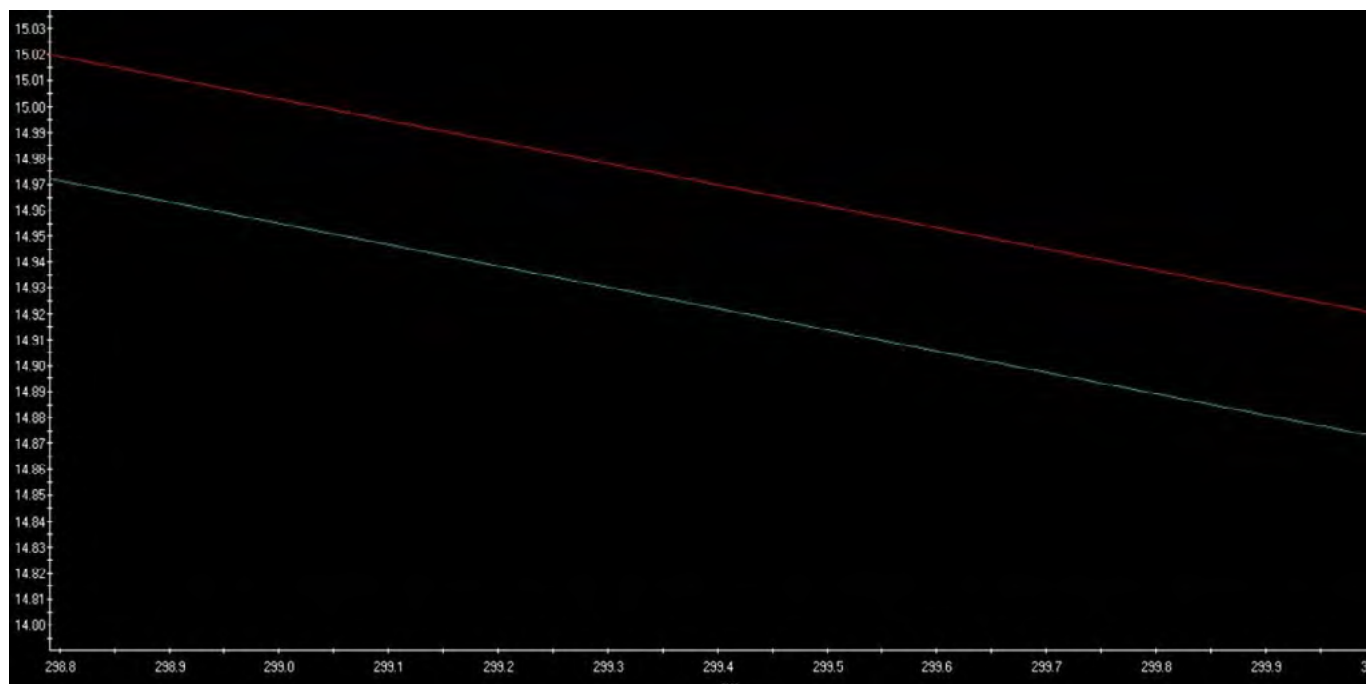
Las diferencias entre el PDD corregido a través de la norma DIN 6800-2 y el corregido a partir de los parámetros aportados por la ref1 fueron despreciables.





## CONCLUSIÓN

La diferencia observada entre el PDD corregido por el factor de corrección por recombinación ( $K_s$ ) y el PDD sin corregir, en las condiciones más desfavorables de volumen de cámara de ionización y tasa de funcionamiento del acelerador es despreciable y en general puede omitirse.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DETERMINATION OF RECOMBINATION AND POLARITY CORRECTION FACTORS,  $K_s$  AND  $K_p$ , FOR SMALL CYLINDRICAL IONIZATION CHAMBERS PTW 31021 AND PTW 31022 IN PULSED FILTERED AND UNFILTERED BEAMS, Z MED PHYS 28 (2018) 247–253



## IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL ALGORITMO IMAR DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN LA SIMULACIÓN DE HACES DE RAYOS X DE ALTA ENERGÍA

González Vicente, A. (1); Alomar Payeras, M. (1); Gil López, C. (1); Marí Palacios, A. (1); Font Gelabert, J. C. (1)

(1) Hospital Son Espases

PALABRAS CLAVE: IMAR, DIRECTDENSITY, DOSIMETRÍA, ALGORITMO, ARTEFACTOS, PROTESIS

### INTRODUCCIÓN

En todos los servicios de Oncología Radioterápica se tienen pacientes con alguna prótesis y/o implante metálico que provoca que aparezcan artefactos metálicos en la imagen anatómica obtenida con la tomografía computarizada. Estos artefactos provocan un cambio en las unidades Hounsfield de la zona adyacente al objeto de alta densidad, provocando una disminución en la calidad de imagen y una posible diferencia dosimétrica a la hora de evaluar la incidencia de un haz de rayos X de alta energía o un plan de tratamiento de radioterapia sobre cierto objeto o volumen. Para intentar compensar los artefactos producidos por materiales metálicos, se puede utilizar un algoritmo de reducción de artefactos metálicos. El objetivo de este estudio es comprobar las diferencias dosimétricas que podemos tener utilizando o no dicho algoritmo, y comparar con medidas realizadas mediante cámara de ionización.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha utilizado el tomógrafo computarizado 'Syngo CT VA40' de Siemens y su algoritmo de reducción de artefactos metálicos, IMAR, junto con el algoritmo DirectDensity de Siemens. En primer lugar, se hicieron 5 adquisiciones con el tomógrafo computarizado de un maniquí con un inserto metálico de titanio utilizando 5 kilovoltajes (70, 80, 100, 120 y 140) kV. Posteriormente, se hicieron 2 reconstrucciones para cada adquisición, una sin utilizar el algoritmo IMAR, y otra utilizándolo. Después se elaboraron 10 planes, uno por reconstrucción, que consisten en un campo estático con el gantry a 0°, un campo cuadrado de 20x20 cm<sup>2</sup> y 200 UM. Se modeló el volumen activo de la CI (modelo 2581A) debajo del inserto metálico. Posteriormente se le asignó el material agua para obtener la dosis absorbida y compararla con una medición real. Para elaborar las planificaciones se ha utilizado Eclipse de Varian y el algoritmo Acuros V.13.6.23.

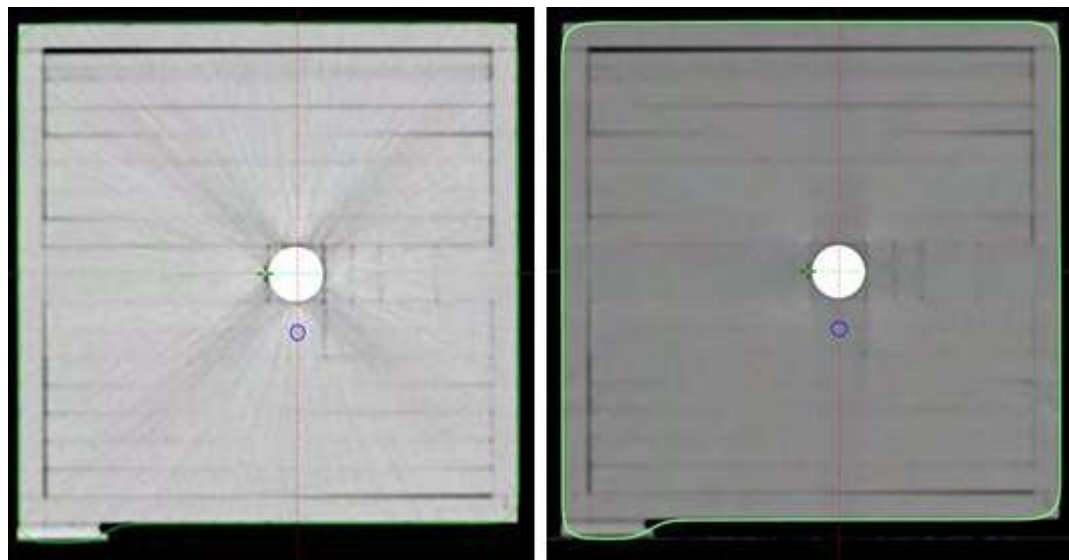


FIGURA 1. Imagen del maniquí utilizado sin usar IMAR (izq) y utilizándolo (der).

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Tras realizar la comparativa entre la dosis planificada y medida, se obtiene la FIGURA 2(izq). Como se puede comprobar, para todos los kV de adquisición se tiene que la dosis planificada en el caso de que el IMAR sea utilizado se acerca más a la medida, siendo la media de la desviación de un 1.87% en el caso en que no se utilice IMAR, y del 1.03% en el caso de que sí que se utilice. Se comprueba que la mayor diferencia está en la adquisición con 70 kV. Se comprueba que hay una diferencia estadísticamente significativa entre los dos conjuntos de datos.

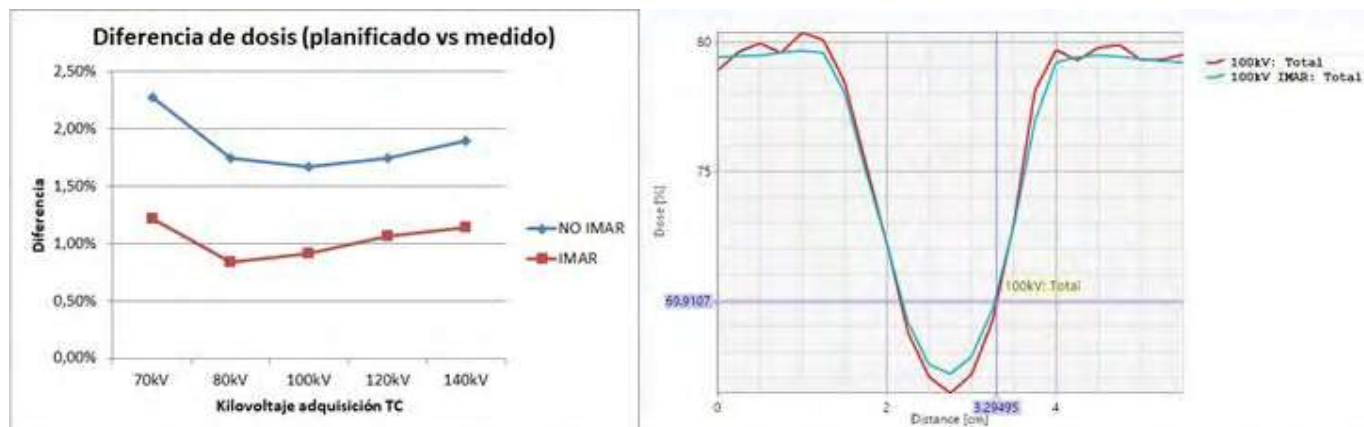


FIGURA 2. Diferencia entre las dosis planificadas y medidas con/sin IMAR (izq) y perfil de dosis horizontal debajo del inserto metálico.

## CONCLUSIONES

Se observa que puede haber una diferencia notable en las dosis planificadas según se utilice el algoritmo IMAR o no. Dado que utilizándolo, la dosis planificada coincide mejor con la dosis medida, es recomendable usar este algoritmo en caso de que tengamos objetos metálicos que puedan artefactar la imagen.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ITERATIVE METAL ARTIFACT REDUCTION (IMAR): TECHNICAL PRINCIPLES AND CLINICAL RESULTS IN RADIATION THERAPY. GERMAN CANCER RESEARCH CENTER (DKFZ).
- <sup>2</sup> CLINICAL EVALUATION OF THE ITERATIVE METAL ARTIFACT REDUCTION ALGORITHM FOR CT SIMULATION IN RADIOTHERAPY. AXENTE, M. ET. AL.
- <sup>3</sup> THE ROLE OF A DIRECTDENSITY CT RECONSTRUCTION IN A RADIOTHERAPY WORKFLOW: A PHANTOM STUDY. FELICIANI, G., ET. AL.

# EVALUACIÓN DEL IMPACTO DOSIMÉTRICO EN LA SIMULACIÓN DE HACES DE RAYOS X DE ALTA ENERGÍA CON HETEROGENEIDADES AL USAR EL ALGORITMO DIRECTDENSITY DE SIEMENS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

González Vicente, A. (1); Alomar Payeras, M. (1); Gil López, C. (1); Marí Palacios, A. (1); Font Gelabert, J. C. (1)  
(1) Hospital Son Espases

PALABRAS CLAVE: TOMOGRAFÍA, COMPUTARIZADA, DIRECTDENSITY, ALGORITMO, DOSIMETRÍA, HETEROGENEIDADES

## INTRODUCCIÓN

En la mayoría de tomógrafos computarizados las curvas de calibración son dependientes de las características de adquisición, siendo la tensión del tubo el parámetro que más influye. Lo ideal que esta curva de calibración fuera independiente del kV del tubo. Con el algoritmo de reconstrucción DirectDensity de Siemens se obtiene una relación HU/densidad electrónica relativa a agua (eDD) o másica (mDD) lineal e independiente de la tensión utilizada. En el presente trabajo se evalúa el impacto dosimétrico en la simulación de haces de rayos X de alta energía tras atravesar distintas heterogeneidades al usar uno u otro kV de adquisición, a la vez que se evalúa el uso del algoritmo Acuros o AAA con la curva másica o electrónica, respectivamente, y para todas las energías del haz.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado el maniquí con heterogeneidades de la figura 1. Se simularon 30 planes en total con el gantry estático a 0° y un campo abierto 20x20cm<sup>2</sup> abarcando cada una de las tensiones utilizadas en la adquisición (70, 80, 100, 120, 140) kV, los dos algoritmos usados en la simulación, Acuros V.13.6.23 y AAA, y cada una de las energías presentes en nuestro acelerador lineal Varian 2100C,

6 MV, 6 MV(FFF) y 15 MV. Se contornearon 5 volúmenes que simulan el volumen activo de la CI utilizada justo debajo de cada una de las heterogeneidades y se le asignó el material agua. Se anotó la dosis media para cada uno de los volúmenes contorneados para todos los planes de tratamiento y se hicieron medidas reales para todas las energías para la posterior comparativa respecto a la simulación.

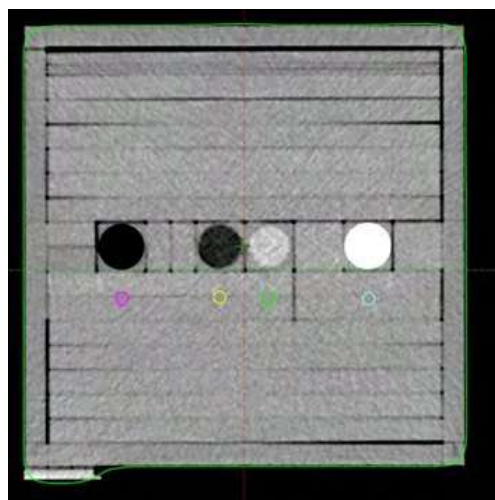


FIGURA 1. Maniquí utilizado. De izq. a der., las heterogeneidades son: pulmón, tejido adiposo, músculo y hueso.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos se muestran en la FIGURA 2.

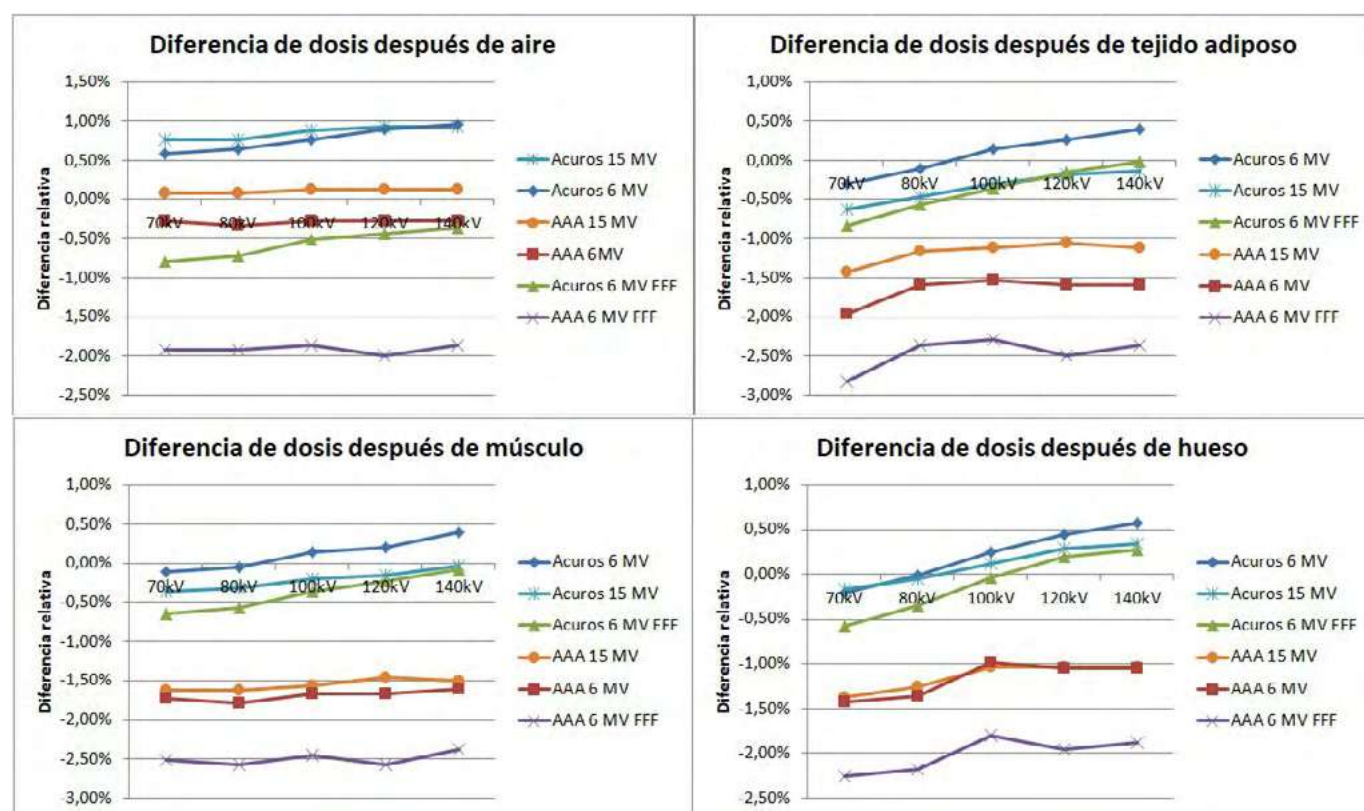


FIGURA 2. Resultados de la comparación entre la dosis planificada y la medida para cada una de las heterogeneidades.

Como se puede observar, en la mayoría de los casos la dosis obtenida con la simulación realizada con el algoritmo AAA se desvía más respecto al valor medido que la realizada con Acuros, con la excepción de la heterogeneidad aire, aunque la desviación sigue siendo menor del 1%. Se observa que las diferencias entre las dosis planificadas al usar uno u otro kV de adquisición son mínimas (<1%), siendo las simulaciones con el algoritmo Acuros las que más se acercan a las medidas reales. Se comprueba así la utilidad



del algoritmo DirectDensity para realizar adquisiciones de TC con uno u otro kV, con una sola curva de calibración. De igual forma, se observa que las dosis planificadas con Acuros tienden ligeramente a bajar a medida que se aumenta el voltaje de adquisición, subestimando muy poco la dosis absorbida.

## CONCLUSIONES

Se comprueba experimentalmente la utilidad del uso del algoritmo DirectDensity que permite usar uno u otro kV de adquisición indistintamente con una sola curva de calibración sin que haya una variación significativa en las dosis planificadas.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> THE ROLE OF A DIRECTDENSITY CT RECONSTRUCTION IN A RADIOTHERAPY WORKFLOW: A PHANTOM STUDY. FELICIANI, G., ET. AL.
- <sup>2</sup> DIRECTDENSITY COOKBOOK. A GUIDE TO PERSONALIZED CT IMAGING IN RT. SIEMENS HEALTHINEERS.
- <sup>3</sup> EVALUATION OF THE USE OF DIRECT ELECTRON DENSITY CT IMAGES IN RT. ZHAO, T., ET. AL. AAPM 2016.
- <sup>4</sup> DIRECTDENSITY, TECHNICAL PRINCIPLES AND IMPLICATIONS FOR RADIOTHERAPY. WHITE PAPER. SIEMENS HEALTHINEERS.

# CARACTERIZACIÓN DE UN NUEVO CENTELLEADOR PLÁSTICO DEDICADO A DOSIMETRÍA DE CAMPOS PEQUEÑOS

Gallego Castro, M. (1); Panzuela Pérez, S. (1); Baeza Monedero, C. J. (1); Macías Jaen, J. (1); Terrón León, J. A. (1)  
(1) Hospital Universitario Virgen Macarena

PALABRAS CLAVE: CENTELLEADOR PLÁSTICO DOSIMETRÍA FÍSICA

## INTRODUCCIÓN

En este trabajo se presenta un nuevo prototipo de detector de centelleo plástico (BP\_mod10), desarrollado por la empresa BluePhysics, para dosimetría de campos pequeños.

El equipo ha sido probado en dos centros de la península Ibérica; en el Hospital Virgen Macarena durante la puesta en marcha de un micromultiláminas modelo Apex, acoplado a un acelerador lineal Versa HD de la casa comercial Elekta, destinado a tratamientos de radiocirugía. Y en el Instituto Portugués de Oncología de Coímbra, durante el comisionado de un acelerador TrueBeam STx.

En la caracterización se han realizado medidas de la linealidad de las unidades monitor y la constancia de la tasa de dosis, la sensibilidad comparada con otros detectores, además de perfiles de dosis en profundidad (PDDs), perfiles y output factors (OFs).

## MATERIAL Y MÉTODOS

El detector BP\_mod10 consta de un núcleo cilíndrico compuesto de poliestireno dopado con material fluorescente, de 1mm de diámetro y 1 mm de longitud, con un volumen sensible de 0,785 mm<sup>3</sup> y un revestimiento de acrílico, que se acopla a una fibra óptica plástica, para transmitir la señal a la unidad de adquisición. El sensor está encapsulado en una réplica de cámara de ionización Semiflex, fabricada en un plástico equivalente al agua.

Para considerar el efecto Cerenkov se utiliza una segunda fibra idéntica, colocada junto a la primera fibra, pero sin conectarse al detector, y la dosis se calcula como la dosis obtenida en el canal uno (sensor más fibra óptica) menos la dosis obtenida en el canal 2 (fibra óptica).

Las medidas se han realizado para energías de 6 MV y 6FFF, y se han comparado con las obtenidas por múltiples detectores: PTW 60019 microDiamond, PTW 31016 PinPoint 3D, PTW 60018 SRS Diodo, SNC Edge, SNC125c y película radiocrómica Gafchromic.

## RESULTADOS

En primer lugar, muestra una relación de linealidad perfecta, obteniéndose un coeficiente de correlación  $R^2 = 1$ . En cuanto a la constancia de la tasa de dosis, los resultados muestran que la variación es  $\leq 0,5\%$  para 100 UM y  $\leq 4\%$  para 5 UM. Para la sensibilidad, se ha determinado que es aproximadamente 80 veces más sensible que un detector microDiamond y la mitad que un diodo.

Los PDDs y perfiles se han medido con el detector BP\_mod10 y microDiamond, superando más del 95% de los puntos un criterio gamma 2%/2mm al comparar entre ellos. Se ha medido hasta un tamaño mínimo de 0,5x0,5 cm<sup>2</sup>.

Finalmente, las medidas de output factors reflejan una respuesta muy consistente con respecto a otros detectores. Los resultados para todos los detectores usados y tamaños de campo, presentan unas diferencias por debajo del 1% para 6MV y del 1,3% para 6FFF.

### OF para 6MV en función del tamaño de campo

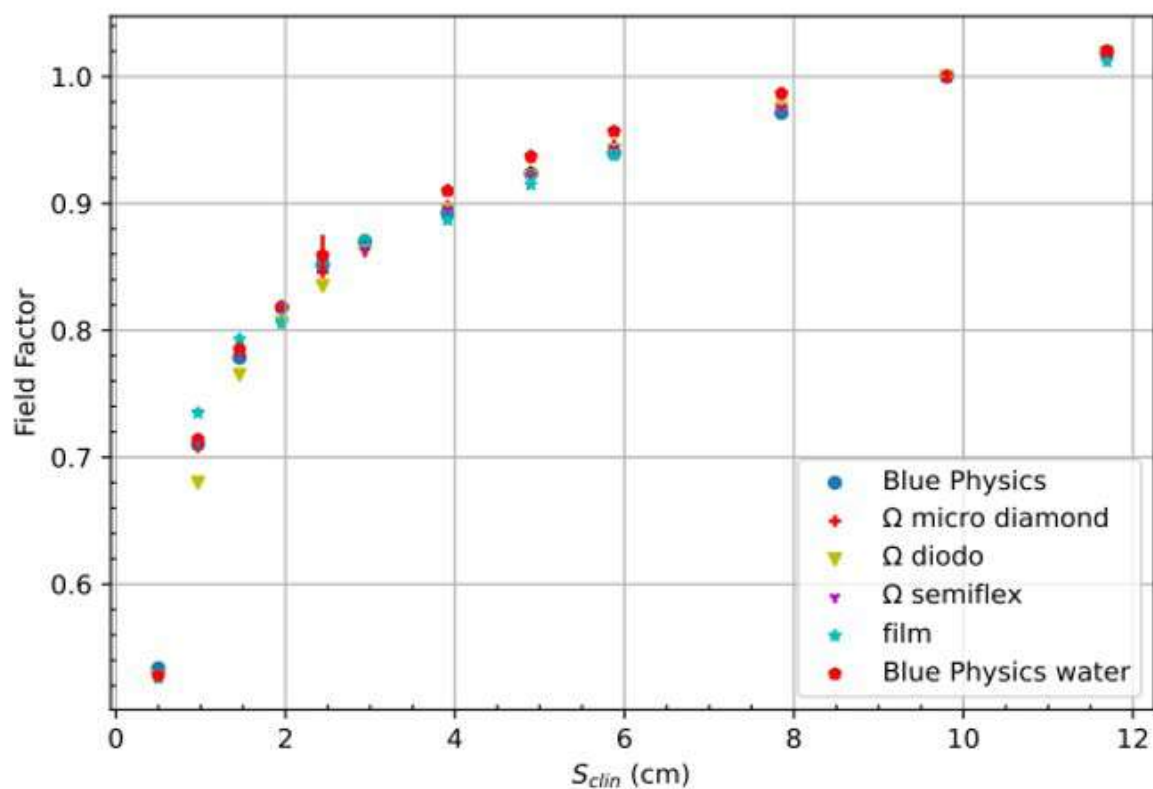


Figura 1: OF en función del tamaño de campo para energía de 6MV.

### OF para 6FFF en función del tamaño de campo

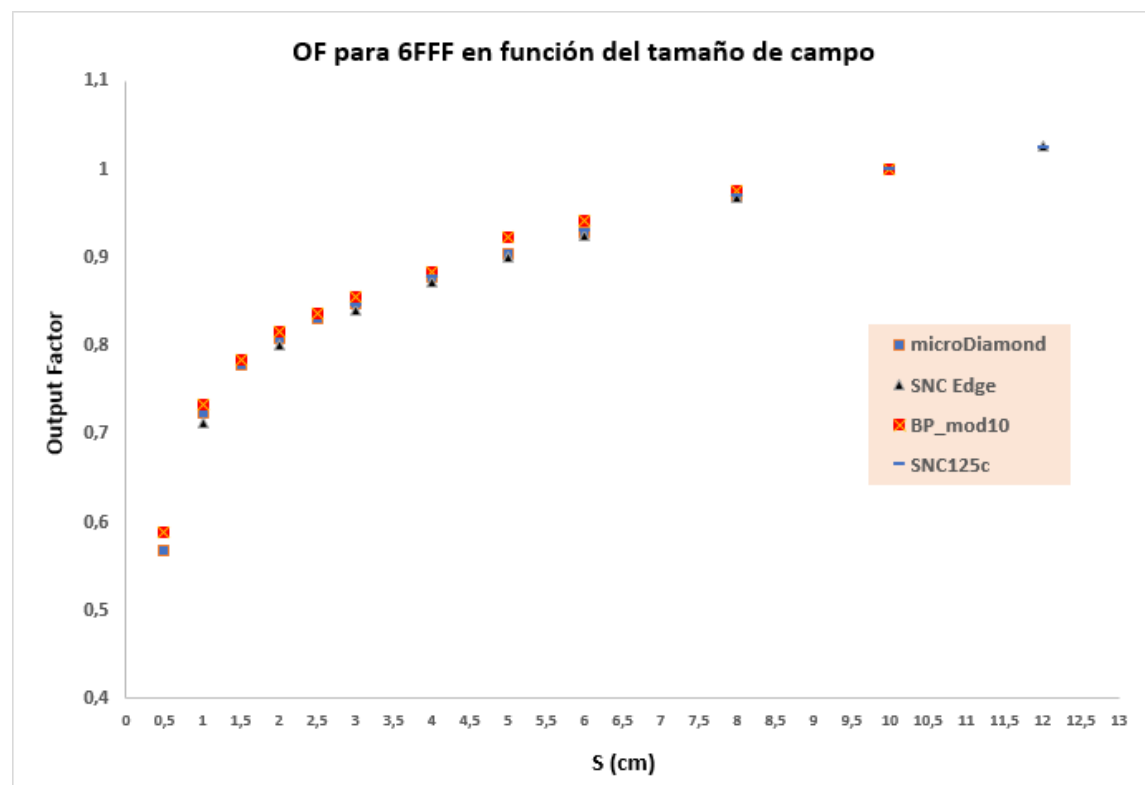


Figura 2: OF en función del tamaño de campo para energía de 6FFF.





## CONCLUSIONES

El estudio muestra la idoneidad del nuevo detector de centelleo, ya que ofrece buena reproducibilidad, respuesta lineal y no necesita ningún factor de corrección para determinarlos OF en campos pequeños. Todo esto lo convierte en un detector muy versátil dentro de una amplia gama de campos clínicos.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> IAEA. TECHNICAL REPORTS SERIES NO. 483: DOSIMETRY OF SMALL STATIC FIELDS USED IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY. 2017.
- <sup>2</sup> DEBNATH SBC, TONNEAU D, FAUQUET C, TALLET A, GONCALVES A, DARREON J. DOSIMETRIC CHARACTERIZATION OF A SMALL-SCALE (ZN, CD) S: AG INORGANIC SCINTILLATING DETECTOR TO BE USED IN RADIOTHERAPY. PHYSICA MEDICA. 2021;84:15-23.
- <sup>3</sup> GALAVIS PE, HU L, HOLMES S, DAS IJ. CHARACTERIZATION OF THE PLASTIC SCINTILLATION DETECTOR EXTRADIN W2 FOR SMALL FIELD DOSIMETRY. MEDICAL PHYSICS. 2019;46(5):2468-76.

# CORRELACIÓN DE LOS PERFILES TRANSVERSALES DE CAMPOS PEQUEÑOS DE HACES DE FOTONES DE 6 MV, CON EL MODELO DE DIFRACCIÓN FRESNEL-FRANUNHOFER UTILIZADO EN ÓPTICA GEOMÉTRICA

Hernandez, E. (1); Chanta, W. (2)

(1) Universidad de San Carlos de Guatemala, Clínica La Asunción, (2) Clínica La Asunción

PALABRAS CLAVE: FUNCIONES DE BESSEL, CAMPOS PEQUEÑOS, PELFIL TRANSVERSAL

La difracción de la luz visible en una apertura circular se explica mediante la deducción de Fresnel-Fraunhofer, que se puede expresar en términos de funciones de Bessel se adaptó a los perfiles laterales medidos en un haz de rayos de 6 MV, generado con un acelerador VARIAN iX utilizado para radioterapia y radiocirugía, considerados como campos pequeños.

Como sistema de colimación se utilizan conos circulares de 7mm, 10mm, 13mm, 15mm, 18mm, 20mm, 23mm y 26mm de diámetro. Se calcularon los coeficientes de Bessel que ajustan el perfil medido con el perfil generado con estas funciones.

Los perfiles fueron medidos en agua a profundidades de 15 mm y 100 mm, y fueron utilizados para comisionar el sistema de planificación de tratamientos de radiocirugía MNPS de Mevis Informatica Médica Ltda.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SEARS, F. W., ZEMANSKY, M. W., YOUNG, H. D., VARA, R. H., GARCÍA, M. G., GÜMES, E. R., ... & BENITES, F. G. (1986). FÍSICA UNIVERSITARIA (No. 530.076 530.076 S4F5 1986 S43F5 1986 QC23 S45 1986). FONDO EDUCATIVO INTERAMERICANO.
- <sup>2</sup> ARFKEN, G. B., & WEBER, H. J. (1999). MATHEMATICAL METHODS FOR PHYSICISTS.
- <sup>3</sup> HECHT, E., & ZAJAC, A. (2002). OPTICS, CHAPTER 9. ADDISON-WESLEY, 3, 384-441.
- <sup>4</sup> TEJERO CANTERO, A. (2004). ÓPTICA ELECTROMAGNÉTICA. LIBRO ABIERTO / SERIE APUNTES. ALQUA. CALIFORNIA, USA.
- <sup>5</sup> S. [HTTP://HYPERPHYSICS.PHY-ASTR.GSU.EDU/HBASEES/MATH/BESSEL.HTML](http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/math/bessel.html)
- <sup>6</sup> BATZ J., HERNÁNDEZ E., (2021). EVALUACIÓN DE LAS APROXIMACIONES DE ÓPTICA GEOMÉTRICA EN LOS PERFILES LATERALES PARA CAMPOS PEQUEÑOS GENERADOS CON HACES DE FOTONES DE RAYOS X DE 6 MV. ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS, UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA, INFORME DE PRÁCTICAS.
- <sup>7</sup> AVILA, S., TRIGUEROS, O., & CHINCHILLA, R. (2014). FUNCIONES DE BESSEL Y NEUMANN. REVISTA DE LA ESCUELA DE FÍSICA, 2(1), 62-65
- <sup>8</sup> PALMANS, H., ANDREO, P., HUQ, M. S., SEUNTJENS, J., CHRISTAKI, K. E., & MEGHZIFENE, A. (2018). DOSIMETRY OF SMALL STATIC FIELDS USED IN EXTERNAL PHOTON BEAM RADIOTHERAPY: SUMMARY OF TRS-483, THE IAEA-AAPM INTERNATIONAL CODE OF PRACTICE FOR REFERENCE AND RELATIVE DOSE DETERMINATION.
- <sup>9</sup> ALFONSO, R., ANDREO, P., CAPOTE, R., HUQ, M. S., KILBY, W., KJÄLL, P., ... & VATNITSKY, S. (2008). A NEW FORMALISM FOR REFERENCE DOSIMETRY OF SMALL AND NONSTANDARD FIELDS. MEDICAL PHYSICS, 35(11), 5179-5186.
- <sup>10</sup> WILKE, L., ANDRATSCHKE, N., BLANCK, O., BRUNNER, T. B., COMBS, S. E., GROSU, A. L., ... & GUCKENBERGER, M. (2019). ICRU REPORT 91 ON PRESCRIBING, RECORDING, AND REPORTING OF STEREOTACTIC TREATMENTS WITH SMALL PHOTON BEAMS.



<sup>11</sup> ALFONSO, R., ANDREO, P., BRUNETTO, M., CASTELLANOS, E., JIMENEZ, E., VENENCIA, D., & SILVESTRE, I. (2010). PHYSICAL ASPECTS OF RADIOTHERAPY QUALITY ASSURANCE: QUALITY CONTROL PROTOCOL-UPDATE OF IAEA TECDOC-1151 (No. IAEA-CN—182).

## DETECTOR DE CENTELLEO EXRADIN W2 PARA CARACTERIZACIÓN DE CAMPOS PEQUEÑOS EN ACELERADOR VARIAN TRUEBEAM

Sánchez Rubio, P. (1); López Romero, A. (1); Montes Uruén, A. (1); Rodríguez Romero, R. (1); Colado Tornero, J. L. (1); Martínez Ortega, J. (1); Pimentel Monje, A. B. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta De Hierro Majadahonda

PALABRAS CLAVE: DETECTOR DE CENTELLO, CAMPOS PEQUEÑOS, FACTORES DE CAMPO

### INTRODUCCIÓN

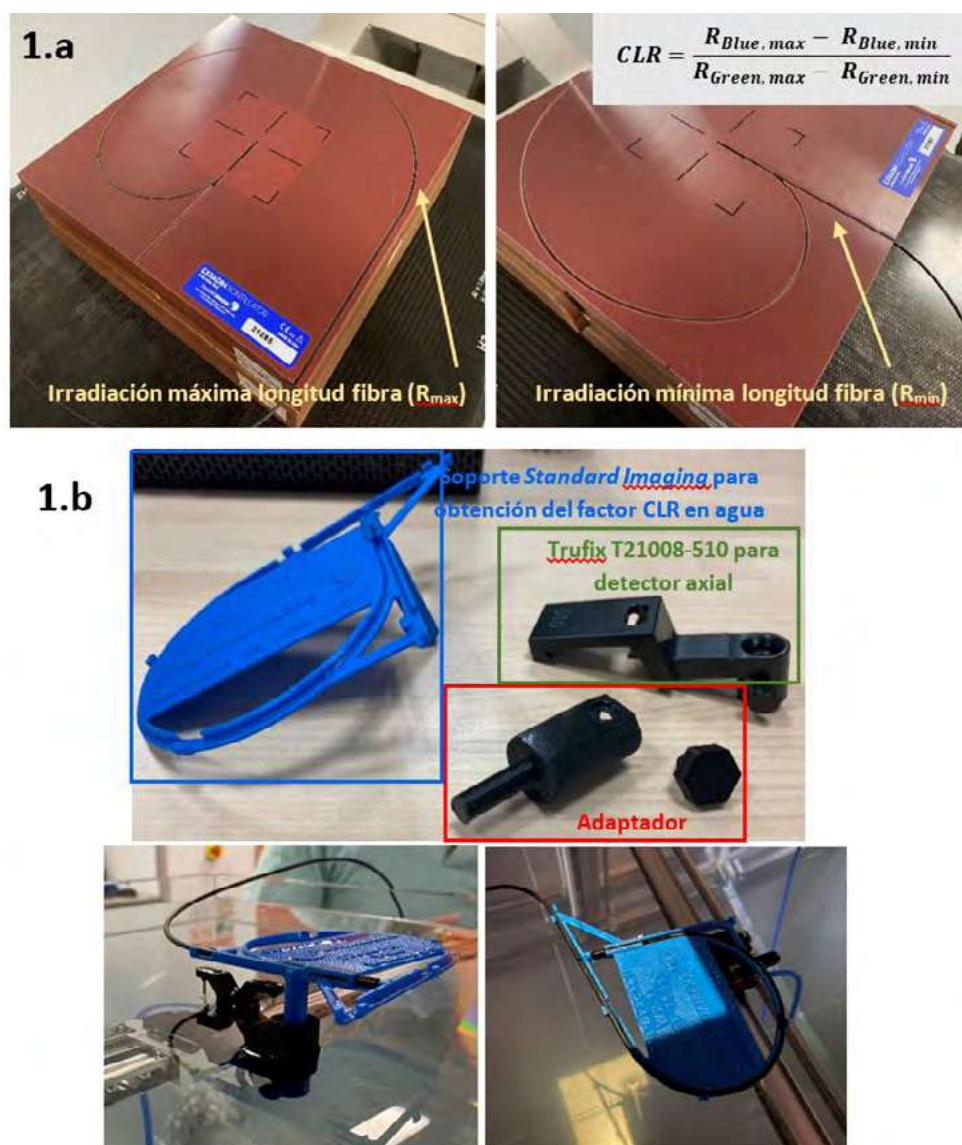
Para la determinación de los factores de campo, el formalismo IAEA TRS-483 propone un factor de corrección

$k_{Q_{Clinic}/Q_{msr}}^{f_{Clinic}/f_{msr}} = 1$  para el detector de centelleo plástico Exradin®W1, por lo que puede ser tratado como un detector ideal, y su reducido volumen (0.0024cm<sup>3</sup>) lo hace idóneo para la medida de campos pequeños. Sin embargo, presentan sobrerrespuesta debido a luz de Čerenkov generada en la fibra óptica que conduce la señal al electrómetro, la cual puede ser corregida mediante un método espectral<sup>1</sup> a partir de un factor de corrección Čerenkov (CLR). Una nueva versión de dicho detector, Exradin®W2, incluye detectores de tamaño 1x1mm (0.0008cm<sup>3</sup>) y 1x3mm (0.0024cm<sup>3</sup>).

El objetivo de este trabajo es determinar el factor CLR del centelleador Exradin®W2, así como estudiar su uso para obtener los factores de campo (OF).

### MATERIAL Y MÉTODO

Se obtuvieron los factores CLR y los de ganancia (G) para los detectores W2\_1x1 y W2\_1x3 para las energías 6FFF, 6WFF y 10WFF de un acelerador TrueBeamSTx a 10cm de profundidad y campo de 30x30cm<sup>2</sup> y 10x10cm<sup>2</sup> en un maniquí de agua sólida proporcionado por el fabricante (fig 1a), mientras que en agua, se obtuvieron para campo 10x10cm<sup>2</sup>. En este caso, fue necesario diseñar un adaptador que permitiera colocar el soporte del detector en la cuba BEAMSCAN (PTW). El adaptador fue diseñado en el programa *FreeCAD* y se obtuvo mediante impresión 3D en PLA (*Artigery Genius Pro*) (fig.1b).



**Figura 1a.** Maniquí de agua sólida para determinar el factor CLR ( $R_{blue, max}$  y  $R_{blue, min}$  lecturas brutas del canal azul para la configuración de irradiación de máxima y mínima de la fibra, respectivamente. Ídem para el canal verde). **Fig 1b** Soportes y adaptador para determinar el factor CLR en agua para la cuba BEAMSCAN (PTW).

Los factores CLR derivados en agua fueron empleados para las medidas de los OF, determinados mediante el método de campo intermedio, para las tres energías disponibles. Los OF obtenidos se compararon con los medidos con diodo E-60017, PinPoint3D 31016, Semiflex 31010 de PTW y película radiocrómica EBT3. Además, se analizó la influencia de las condiciones de medida de los CLR en el cálculo de los OF.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La tabla1 muestra discrepancias <4% entre los factores CLR obtenidos en agua sólida-30x30 cm<sup>2</sup> y agua-10x10 cm<sup>2</sup>. Los OF para los dos detectores concuerdan dentro 1% para las tres energías (tabla2), excepto para los tamaños de campo más pequeños, donde las diferencias fueron del 5% (10% para W2\_1x1), similar a lo reportado por otros autores<sup>2-3</sup>.

Las variaciones en los factores CLR, en función de las condiciones de medida, implicaron cambios en los OF<1%, aunque para los campos más pequeños las diferencias llegaron hasta el 5%. Dichas diferencias pudieran ser debidas a que la variación del CLR con el tamaño de campo, repercute en la medida del detector para los campos más pequeños. Por ello, Jacqmin et al recomiendan obtener los CLR con tamaños de campo próximos al de normalización de los OF.



**Tabla 1.** Factores Corrección Cerenkov (*Correction Light Ratio, CLR*) y ganancias (*G*) para los dos detectores evaluados y distintas energías.

| Energía |        | Campo 30x30 cm <sup>2</sup> |               | Campo 10x10 cm <sup>2</sup> |                      |
|---------|--------|-----------------------------|---------------|-----------------------------|----------------------|
|         |        | Agua Sólida - 100 UM        | Agua - 200 UM | Agua Sólida - 200 UM        | Agua Sólida - 100 UM |
| W2 1x3  | 6 FFF  | CLR                         | 0,988         | 0,966                       | 1,911                |
|         |        | G                           | 0,489         | 0,455                       | 0,749                |
|         | 6 WFF  | CLR                         | 0,988         | 0,948                       | 0,965                |
|         |        | G                           | 0,483         | 0,445                       | 0,469                |
|         | 10 WFF | CLR                         | 0,978         | 0,960                       | 1,084                |
|         |        | G                           | 0,477         | 0,449                       | 0,493                |
| W2 1x1  | 6 FFF  | CLR                         | 0,994         | 0,981                       | 1,222                |
|         |        | G                           | 0,908         | 0,806                       | 1,040                |
|         | 6 WFF  | CLR                         | 0,993         | 0,979                       | 1,003                |
|         |        | G                           | 0,899         | 0,799                       | 0,892                |
|         | 10 WFF | CLR                         | 0,992         | -                           | 0,951                |
|         |        | G                           | 0,888         | -                           | 0,849                |

**Tabla 2.** Factores de campo (OF) medidos en agua para diferentes detectores empleado el método de campo intermedio (IFM)

| S <sup>1</sup> Nominal (cm) |       | Output Factor 6FFF (IFM)  |                   |                |                   |                  |                  | % Desv OF aplicado       |         |
|-----------------------------|-------|---------------------------|-------------------|----------------|-------------------|------------------|------------------|--------------------------|---------|
|                             |       | Diodo E 60017             | Pinpoint 3D 31016 | Semiflex 31010 | Radiocrómica EBT3 | Centelleo W2 1x1 | Centelleo W2 1x3 | OF Aplicado <sup>2</sup> | W2 1x1  |
| 0,6                         | 0,582 | -                         | -                 | -              | 0,585             | 0,522            | 0,553            | 0,582                    | -10,24% |
| 0,8                         | 0,667 | -                         | -                 | -              | 0,656             | 0,647            | 0,659            | 0,667                    | -3,04%  |
| 1                           | 0,714 | 0,721                     | -                 | -              | 0,715             | 0,711            | 0,716            | 0,714                    | -0,40%  |
| 2                           | 0,805 | 0,812                     | -                 | -              | 0,816             | 0,808            | 0,812            | 0,812                    | -0,50%  |
| 3                           | 0,846 | 0,850                     | -                 | -              | 0,865             | 0,848            | 0,850            | 0,850                    | -0,20%  |
| 4                           | 0,880 | 0,880                     | 0,880             | 0,880          | 0,880             | 0,880            | 0,880            | 0,880                    | 0,00%   |
|                             |       | Output Factor 6WFF (IFM)  |                   |                |                   |                  |                  | % Desv OF aplicado       |         |
|                             |       | Diodo E 60017             | Pinpoint 3D 31016 | Semiflex 31010 | Radiocrómica EBT3 | Centelleo W2 1x1 | Centelleo W2 1x3 | OF Aplicado <sup>2</sup> | W2 1x1  |
| 1                           | 0,698 | 0,697                     | -                 | -              | 0,677             | 0,667            | 0,694            | 0,698                    | -4,41%  |
| 2                           | 0,793 | 0,798                     | -                 | -              | 0,799             | 0,794            | 0,796            | 0,798                    | -0,54%  |
| 3                           | 0,832 | 0,835                     | -                 | -              | 0,828             | 0,834            | 0,833            | 0,835                    | -0,22%  |
| 4                           | 0,865 | 0,865                     | 0,865             | 0,865          | 0,865             | 0,865            | 0,865            | 0,865                    | 0,00%   |
|                             |       | Output Factor 10WFF (IFM) |                   |                |                   |                  |                  | % Desv OF aplicado       |         |
|                             |       | Diodo E 60017             | Pinpoint 3D 31016 | Semiflex 31010 | Radiocrómica EBT3 | Centelleo W2 1x1 | Centelleo W2 1x3 | OF Aplicado <sup>2</sup> | W2 1x1  |
| 1                           | 0,656 | 0,642                     | -                 | -              | 0,621             | 0,618            | 0,642            | 0,656                    | -5,86%  |
| 2                           | 0,805 | 0,802                     | -                 | -              | 0,758             | 0,797            | 0,802            | 0,802                    | -0,64%  |
| 3                           | 0,856 | 0,857                     | -                 | -              | 0,805             | 0,854            | 0,855            | 0,857                    | -0,28%  |
| 4                           | 0,886 | 0,886                     | 0,886             | 0,886          | 0,886             | 0,886            | 0,886            | 0,886                    | 0,00%   |

<sup>1</sup> Tamaños de campo configurados con mordaza (MLC retirado)

<sup>2</sup> OF introducidos en el sistema de planificación

## CONCLUSIONES

El adaptador compatibiliza el soporte de *Standard Imaging* con la cuba BEAMSCAN PTW para poder obtener los factores CLR y G en agua. El detector de centello Exradin®W2 es apropiado para la medida de OF de campos pequeños, si bien para campos  $\leq 1 \times 1 \text{ cm}^2$ , se debe evaluar la influencia del campo empleado para determinar el factor CLR.

## REFERENCIAS

- SIMIELE EA, DeWERD LA. CHARACTERIZATION OF SPECTRAL AND INTENSITY CHANGES WITH MEASUREMENT GEOMETRY IN VARIOUS LIGHT GUIDES USED IN SCINTILLATION DOSIMETRY. MED PHYS 2018 JULY; 45(7):3417- 3428
- JACQMIN DJ, MILLER JR, BARRACLOUGH BA, LABBY ZE. COMMISSIONING AN EXRADIN W2 PLASTIC SCINTILLATION DETECTOR FOR CLINICAL USE IN SMALL RADIATION FIELDS. J APPL CLIN MED PHYS. 2022 AUG;23(8):E13728. DOI: 10.1002/acm2.13728. EPUB 2022 JUL 21. PMID: 35861648; PMCID: PMC9359019
- GALAVIS PE, HU L, HOLMES S, DAS IJ. CHARACTERIZATION OF THE PLASTIC SCINTILLATION DETECTOR EXRADIN W2 FOR SMALL FIELD DOSIMETRY. MED PHYS. 2019 MAY;46(5):2468-2476. DOI: 10.1002/mp.13501. EPUB 2019 APR 8. PMID: 30897221.



# EVALUACIÓN DE UN DETECTOR DE RADIACIÓN DE CENTELLEO PLÁSTICO Y FOTODIODO PARA SU USO EN RADIOTERAPIA

Llorente Manso, M. (1); Vilela Serrano, S. (1); Ferrer Gracia, C. (1)

(1) Centro Oncológico MD Anderson

## INTRODUCCIÓN

Los materiales centelladores plásticos son detectores de radiación de especial interés en Radioterapia por tener una densidad electrónica cercana a la del agua y no depender su respuesta, en teoría, de la energía. Normalmente, la luz generada por los detectores se recoge en fotomultiplicadores o cámaras CCD. Una tercera opción es el uso de fotodiodos (1). Presentamos la caracterización de un sistema de medida de la radiación basado en un centellador plástico y un fotodiodo PIN para su uso en Radioterapia. Se mide la dependencia de la sensibilidad del detector con la energía y la temperatura.

## MATERIAL Y MÉTODOS

### Centellador

Se emplea un centellador plástico fabricado por Scionix. Tiene una forma cilíndrica de 1mm de diámetro y 3 mm de longitud. Se une a un cable de fibra óptica con un adhesivo basado en etilcianoacrilato y cianoacrilato y se recubre con pintura reflectante blanca para aumentar la señal recogida. La fibra óptica, de 5 m de longitud, es Eska Premier (Mitsubishi Rayon) de 1 mm de diámetro.

### Fotodiodo

La luz transmitida por la fibra óptica se recoge en un fotodiodo de silicio modelo FD11A (Thorlabs) con un área sensible de 1.1x1.1 mm. La corriente de fondo es especialmente baja, 14 pA sin voltaje aplicado.

La carga producida en el fotodiodo se recoge, a través de un cable coaxial de 15 m, en un electrómetro Dose 1 (Wellhofer).

### Acelerador y maniquí.

La fuente de radiación en un acelerador Trilogy (Varian Medical Systems) con un haz de fotones de 6 MV.

Para la dependencia con la energía, el detector se coloca en un maniquí de RW3 (poliestireno equivalente a agua) fabricado por Scanditronix y se mide la dosis a distintas profundidades manteniendo la distancia fuente-detector. Los resultados se comparan con los calculados por el sistema de planificación Pinnacle (Philips Medical Systems).

Para la medida de la dependencia con la temperatura, se sumerge el detector en un recipiente con agua sobre una fuente de calor que calienta lentamente el agua asegurando equilibrio térmico.

## RESULTADOS

Al comparar el rendimiento en profundidad medido con el calculado por Pinnacle, las diferencias están por debajo del 1% en el rango estudiado (FIGURA 1).

La dependencia con la temperatura muestra un comportamiento lineal entre 20 y 35° C con un factor de 0,15 %/°C (FIGURA 2)

## DISCUSIÓN

La dependencia con la energía es lo bastante baja como para su uso sin necesidad de aplicar factores de corrección. Igualmente, la dependencia con la temperatura se puede modelar con un factor o incluso ignorar en el rango de temperaturas en que se trabaja habitualmente.

Queda pendiente el estudio de la contribución de la radiación Cherenkov generada en la fibra óptica y el posible aumento de la sensibilidad con la mejora de la unión entre centellador y fibra óptica.

## CONCLUSIONES

Es posible utilizar el detector de centelleo plástico fabricado por Scionix acoplado a un fotodiodo en el campo de la Radioterapia.



FIGURA 1

## Rendimiento en profundidad

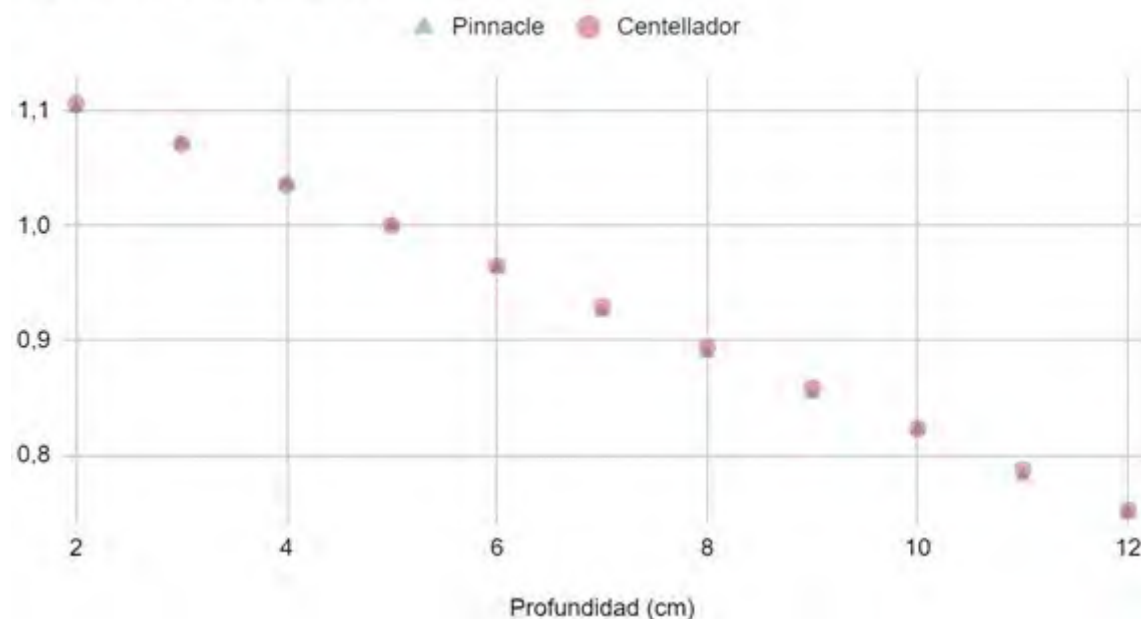
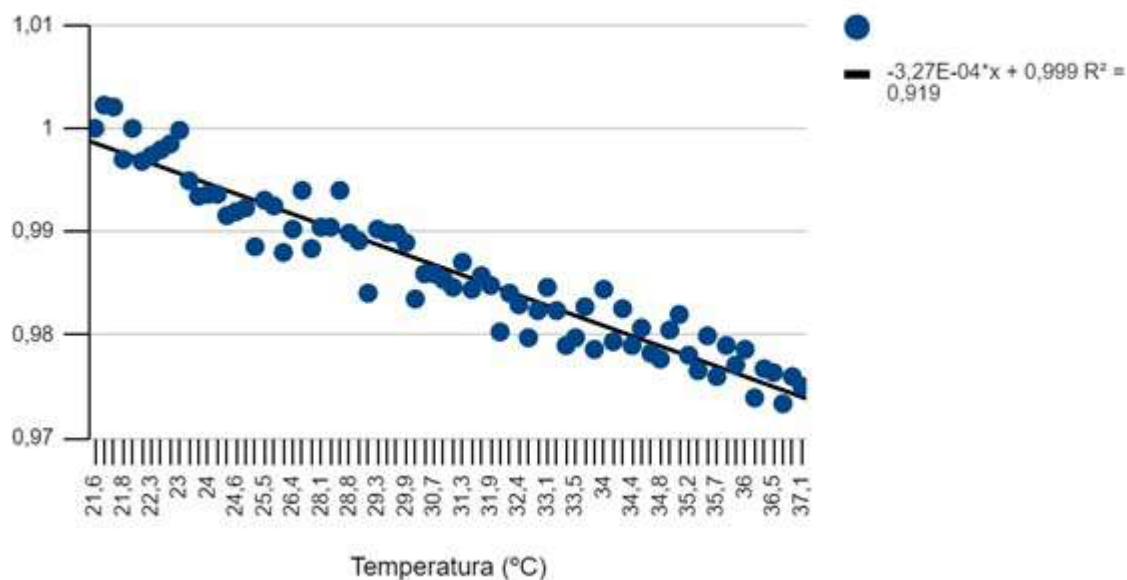


FIGURA 2

## Sensibilidad / Temperatura



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> BOIVIN ET AL.: SYSTEMATIC EVALUATION PERFORMANCE FOR PLASTIC SCINTILLATION DOSIMETRY. MED PHYS. 42 (11), Nov. 2015





# EVALUACIÓN E IMPACTO DE LA MEDIDA DE CURVAS DE DOSIS EN PROFUNDIDAD DE CAMPOS PEQUEÑOS CON UN DETECTOR MICRODIAMOND CON SU EJE PERPENDICULAR AL EJE DEL HAZ

Bruzos López, D. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Gutierrez Ruiz, M. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Gómez Enriquez, F. (1); Fabregat Borrás, R. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

PALABRAS CLAVE: MICRODIAMOND, CAMPOS PEQUEÑOS, PDD, DOSIS, FACTOR DE CALIDAD

## INTRODUCCIÓN

El TRS-483 establece guías y recomendaciones para la dosimetría de campos pequeños. Los detectores de diamante incluyen numerosas ventajas para la dosimetría de este tipo de campos, aunque hay que tener especial cuidado en el posicionamiento del detector. Mientras que una cámara de ionización convencional la colocaríamos con su eje perpendicular al eje del haz, en el caso de la microDiamond se recomienda que su eje sea paralelo al eje del haz de radiación. En este trabajo se intenta analizar y verificar el impacto de la medida con la microDiamond en la posición no recomendada.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas fueron realizadas en agua con un acelerador TrueBeam de Varian Medical Systems, equipado con un HD MLC120. La microDiamond se posiciona, en un primer lugar, tal y como recomienda el TRS-483, es decir, con su eje paralelo al eje central del haz de radiación. El punto efectivo del detector se sitúa a 1 mm desde la punta del mismo y está marcado por un anillo, el cual se sitúa en la superficie del agua. Para la posición no recomendada, se centra la superficie del agua con el eje central del detector y se centra el campo en el punto marcado por el anillo. Para la medida de los PDD se ha utilizado el software Mephysto y la cuba motorizada MP3, ambos también de PTW. El Mephysto incluye una herramienta de centrado, la cual corrige la posición del detector midiendo perfiles longitudinales y transversales a dos profundidades diferentes. De este modo también comprueba la angulación con respecto al haz. Este centrado se lleva a cabo en ambas configuraciones, siempre antes de medir las curvas de dosis en profundidad. Los campos de radiación fueron definidos con las mordazas del acelerador y el MLC completamente retraído.

## RESULTADOS

Imágenes adjuntas

## DISCUSIÓN

Aunque el impacto en el factor de calidad  $TPR_{20,10}$  es menor, podemos observar una gran dependencia en el caso de la profundidad del máximo de dosis. El factor de calidad presente en este trabajo se ha calculado con el software Mephysto, a partir de la ecuación paramétrica presente en el TRS-398:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 / \text{cdot} PDD_{20,10} - 0,0595$$

Parece comprensible que las diferencias sean menores en este parámetro, pues se cancelan los errores debidos al detector. Sin embargo, es obvio que la existencia de un punto efectivo de medida no reportado para una de las posiciones tenga mayor repercusión en la profundidad del máximo, pues la cámara asocia a cada punto de medida la dosis registrada, alterando la curva por completo.

## CONCLUSIONES

Se debe ser muy riguroso a la hora de posicionar la microDiamond si queremos calibrar haces de radiación. El procedimiento establecido por el TRS-483 debe ser el elegido, siendo lo más cuidadosos y precisos posible en el centrado del punto efectivo, para asegurarnos de que el PDD es el adecuado y así garantizar el mejor tratamiento posible al paciente.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> EVALUATION OF THE PTW MICRODIAMOND IN EDGE-ON ORIENTATION FOR DOSIMETRY IN SMALL FIELDS

<sup>2</sup> CHARACTERISATION OF A SYNTHETIC DIAMOND DETECTOR FOR END-TO-END DOSIMETRY IN STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY AND RADIOSURGERY

<sup>3</sup> DOSIMETRY OF SMALL STATIC FIELDS USED IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY

<sup>4</sup> ABSORBED DOSE DETERMINATION IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY: AN INTERNATIONAL CODE OF PRACTICE FOR DOSIMETRY BASED ON STANDARDS OF ABSORBED DOSE TO WATER



## EVALUACIÓN DEL EFECTO TALLO DE UN DETECTOR MICRODIAMOND PARA HACES DE ENERGÍA FFF

Bruzos López, D. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Gutierrez Ruiz, M. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Fabregat Borrás, R. (1); Gómez Enriquez, F. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

PALABRAS CLAVE: MICRODIAMOND, EFECTO TALLO

### INTRODUCCIÓN

La lectura de un detector de radiación puede estar afectada por numerosos factores, ya sean ambientales o del propio detector. Por ejemplo, sabemos que en una cámara de ionización abierta al aire es necesario corregir la medida por presión y temperatura, así como por saturación o por variaciones en la calidad del haz que estemos midiendo. Otro factor que podría influir es el efecto tallo, que sería la aparición de una señal extra debida a la irradiación del cable del detector. Este fenómeno dependerá del tamaño de campo así como de la geometría del propio detector. En este trabajo se ha analizado el efecto tallo de la microDiamond de PTW para diferentes tamaños de campo. El objetivo es discutir su impacto clínico en la dosimetría relativa de haces de megavoltaje y en controles de calidad de pacientes.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Un acelerador VARIAN TrueBeam equipado con un HD MLC120 ha sido el elegido para realizar las medidas. Aunque el detector microDiamond se debe colocar de tal modo que su eje sea paralelo al eje del haz, para evaluar el efecto tallo se ha optado por colocarlo con su eje perpendicular al eje del haz de radiación. Como el punto efectivo para esta posición no ha sido reportado en la literatura, se ha situado su eje central a una SID de 110 cm y el centro del campo a 1 mm de la punta (Owen et al.), región que viene indicada con un anillo. Diferentes campos rectangulares han sido irradiados con una dosis de 100 UM a SSD 100 cm. Para irradiar con cada campo el cable del detector, se ha girado el colimador a 90° (como se puede observar en la figura, orientación B). Las influencias por efecto tallo son las diferencias porcentuales entre ambas geometrías, tomando como referencia la orientación A, en la que el cable no es irradiado. Este procedimiento se ha llevado a cabo para las energías 6MV, 6FFF y 10FFF y los mismos tres tamaños de campo para cada energía.

### RESULTADOS

En imágenes adjuntas

### DISCUSIÓN

Las diferencias porcentuales entre ambas condiciones de medida no son muy notables, manteniéndose siempre menores al  $\frac{1}{pm}$  5%. Tampoco se observa un mayor o menor impacto en función de la energía utilizada o del tamaño de campo.

### CONCLUSIONES

La microDiamond parece ser un detector perfectamente válido para su uso en QA de pacientes con su eje perpendicular al eje del haz, tanto en maniquís de agua sólida como en agua líquida. Para dosimetría relativa en ámbitos de calibración de haces, se debe seguir el protocolo TRS-483.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> CHARACTERISATION OF A SYNTHETIC DIAMOND DETECTOR FOR END-TO-END DOSIMETRY IN STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY AND RADIOSURGERY

<sup>2</sup> EVALUATION OF THE PTW MICRODIAMOND IN EDGE-ON ORIENTATION FOR DOSIMETRY IN SMALL FIELDS

<sup>3</sup> DOSIMETRY OF SMALL STATIC FIELDS USED IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY



# ANÁLISIS DE LA EFICIENCIA DE UN DETECTOR MICRODIAMOND EN FUNCIÓN DE LA DOSIS POR PULSO Y DE LA TASA DE DOSIS NOMINAL EN HACES DE MEGAVOLTAJE

Bruzos López, D. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Gutierrez Ruíz, M. (1); Camacho de la Vega, G. (1); Astudillo Olalla, R. (1); Gómez Enriquez, F. (1); Fabregat Borrás, R. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

PALABRAS CLAVE: MICRODIAMOND, DOSIS POR PULSO, EFICIENCIA, RECOMBINACIÓN, TASA

## INTRODUCCIÓN

En el ámbito de la dosimetría física de haces de radiación existen numerosos tipos de detectores, ofreciendo cada uno de ellos tanto ventajas como inconvenientes. Mientras que para la dosis de referencia el detector por excelencia es la cámara de ionización, para la dosimetría relativa podemos utilizar otros diseños, como por ejemplo los detectores de diamante. Su volumen activo es pequeño, lo que se traduce en alta resolución espacial, su dependencia energética es muy baja y su densidad electrónica es casi equivalente a la del agua. Sin embargo, las nuevas técnicas utilizadas en radioterapia demandan un mayor uso de haces FFF, los cuales poseen una elevada dosis por pulso (DP), que a su vez aumenta los efectos de la recombinación. El análisis de la eficiencia de un detector microDiamond de PTW en función de la dosis por pulso y de la tasa de dosis nominal del haz son el objetivo de este trabajo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas han sido realizadas en un acelerador TrueBeam con HD MLC 120 y calibrado para el uso de energías FF y FFF. Un detector microDiamond se ha colocado en agua a 10 cm de profundidad. Para variar la DP en el punto de medida se ha variado la SSD entre 85 y 110 cm para una tasa de dosis nominal fija (600 UM/min). El mismo procedimiento se llevó a cabo con una cámara Farmer para averiguar la DP, que se conoce a partir de la dosis medida por la Farmer y la frecuencia de repetición de pulso (PRF). Para el análisis de la respuesta en función de la tasa de dosis nominal se tomaron medidas con diferentes tasas para una misma SSD (100 cm). En todos los casos se han disparado 50 UM con un tamaño de campo de 10x10 cm<sup>2</sup>. La eficiencia está definida como:

$$f(s) = \frac{M_{\text{Microdiamond}}(s)}{M_{\text{Farmer}}(s)} \cdot \frac{M_{\text{Farmer}}(s_{\text{norm}})}{M_{\text{Microdiamond}}(s_{\text{norm}})}$$

Siendo  $s$  las condiciones de medida para cada caso y  $s_{\text{norm}}$  las condiciones de normalización (6MV, SSD 100 cm, tasa 600).

RESULTADOS Imágenes adjuntas

## DISCUSIÓN

La dependencia de la eficiencia con la dosis por pulso es no lineal, a diferencia de lo que ocurre en las cámaras de ionización. Suponiendo que la dependencia puede describirse según la ecuación de Flower y Attix (Brualla-González et al.) los datos se ajustan a un ecuación de tipo

$$f(s) = \frac{cte}{D_p^k}$$

Con  $k=-0,008$ .

En el caso de la tasa de dosis nominal, la dependencia es muy baja.

## CONCLUSIONES

La dependencia observada con la dosis por pulso coincide con la reportada en la literatura, siendo no lineal, a diferencia de lo que ocurre en las cámaras de ionización. Podría haber mayores diferencias cuando la dosis por pulso es alterada por el acelerador y no por las variaciones intencionadas en la SSD. No se ha observado una dependencia significativa con la tasa de dosis nominal.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> DOSIMETRY OF SMALL STATIC FIELDS USED IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY

<sup>2</sup> DOSE RATE DEPENDENCE OF THE PTW 60019 MICRODIAMOND DETECTOR IN HIGH DOSE-PER-PULSE PULSED BEAMS



## DOSIMETRÍA DE GEL CON UN MANIQUÍ ANTROPOMÓRFICO EN UN ELEKTA UNITY

Ferrer Gracia, C. (I); Huertas Martínez, C. (I); Navarro Domenech, I. (I); Sánchez Vilela, B. (I); Arroyo Corral, P. (I); Camacho Martínez, D. (I); García Riñón, D. (I); Martínez Sánchez, M. (I); Yang, G. (I); Sáez Beltrán, M. (I)

(I) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, GEL, CAMPO MAGNÉTICO

### INTRODUCCIÓN

El Elekta Unity es un sistema que combina un acelerador lineal de 7 MV FFF junto con una resonancia magnética (RM) con intensidad de campo magnético de 1.5T. La presencia del campo magnético influye en el comportamiento de las cámaras de ionización y diodos comúnmente empleados en dosimetría, por lo es necesario desarrollar nuevos protocolos y sistemas de medida que no se vean afectados por la presencia del campo magnético.

La dosimetría con geles poliméricos no se ve significativamente perturbada por la presencia de un campo magnético. Además, actúan como detector y material equivalente del tejido y no perturban la fluencia de fotones del haz, evitándose pequeñas cavidades de aire que alterarían la medida. Se realiza un estudio dosimétrico sencillo utilizando gel para desarrollar en el futuro un protocolo de evaluación dosimétrica completa del sistema Unity.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado un maniquí antropomórfico de cabeza RTsafe con material equivalente a hueso en su interior. El resto del espacio vacío permite su llenado de agua (equivalencia a tejido blando) y a su vez acomodar cualquier sistema dosimétrico incluyendo el gel producido por RTsafe, que también actúa como material equivalente a tejido blando.

El maniquí con el gel en su interior y posicionado con un sistema inmovilizador de cabeza y cuello de Orfit, se somete al flujo de trabajo del sistema Unity. Se ha realizado la planificación con Monaco (v.5.1.11) e irradiación de un volumen esférico en el interior del gel, prescrito a 10 Gy en 2 sesiones tal que la dosis prescrita cubra al menos el 95% del volumen. Tras la irradiación y transcurridas unas 5 horas, se efectuó la lectura del gel adquiriendo una imagen de RM mediante una secuencia potenciada en T2. Las imágenes adquiridas fueron exportadas en formato DICOM y analizadas junto con el fabricante del maniquí RTsafe. La comparación de las distribuciones de dosis medida y calculada se realizó siguiendo el criterio del índice gamma (GI) (TABLA 1).

### RESULTADOS

Las mediciones 3D del plan adaptado concordaron bien con los cálculos, con índices de aprobación del GI superiores al 97%, incluso con los criterios más estrictos (2 mm/3%). No se detectaron discrepancias considerables entre los planos medidos y los calculados.

TABLA 1. Resultados del criterio del índice gamma.

| Estructura | Criterio de aprobación |        | Tasa de aprobación |
|------------|------------------------|--------|--------------------|
|            | DTA (mm)               | DD (%) | GI $\leq 1$ (%)    |
| PTV        | 2                      | 5      | 99.70              |
|            | 1                      | 5      | 98.49              |
|            | 2                      | 3      | 97.27              |

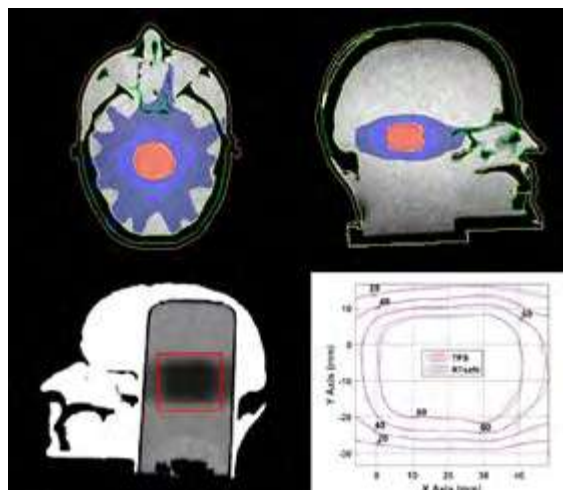


FIGURA 1. Planificación, medida y análisis gamma.

### DISCUSIÓN

La presencia de campo magnético obliga a aplicar factores de corrección a las medidas obtenidas con cámaras de ionización y diodos, que tampoco son adecuadas a la hora de utilizarlas en el flujo clínico del Unity. La dosimetría con gel permite realizar estudios end-to-end e implementar una metodología para realizar controles rutinarios o auditorías dosimétricas de manera rápida y eficiente.

### CONCLUSIONES

La dosimetría de gel se muestra adecuada para procedimientos de control de calidad rutinarios y puede ser una excelente opción en procesos de auditoría dosimétrica en el sistema Unity.

### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> PAPPAS, E., ET AL. DOSIMETRIC PERFORMANCE OF THE ELEKTA UNITY MR-LINAC SYSTEM: 2D AND 3D DOSIMETRY IN ANTHROPOMORPHIC INHOMOGENEOUS GEOMETRY. PHYSICS IN MEDICINE & BIOLOGY, 2019, VOL. 64, NO 22, P. 225009.
- <sup>2</sup> HAN, EUN YOUNG, ET AL. FEASIBILITY OF SPINAL STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY IN ELEKTA UNITY® MR-LINAC. JOURNAL OF RADIOSURGERY AND SBRT, 2020, VOL. 7, NO 2, P. 127.

## DEPENDENCIA ANGULAR DE LA CÁMARA IBA RAZOR NANO CHAMBER

Castán Guerrero, C. (1); García Romero, A. (1); Ortega Pardina, P. (1); Barranco López, A. (1); Calvo Carrillo, S. (1); González Lizárraga, Í. (1); Vera Tena, D. (1); Jiménez Albericio, F. J. (1); Serrano Zabaleta, S. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza

PALABRAS CLAVE: IBA NANO RAZOR CHAMBER, DEPENDENCIA ANGULAR

### INTRODUCCIÓN

La cámara de ionización RAZOR Nano Chamber de IBA tiene un volumen sensible de 3mm<sup>3</sup> con simetría esférica, lo cual la hace ideal para la verificación de radiocirugías con giros de mesa. El objetivo de este trabajo es comprobar que la respuesta de esta cámara es realmente isótropa con respecto al ángulo de incidencia del haz.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para tal propósito se ha fabricado un maniquí esférico mediante impresión 3D con resina de fotopolímero estándar. En el centro del maniquí está alojada la cámara de ionización RAZOR Nano Chamber de IBA. Las medidas se han realizado con un electrómetro Unidos de PTW en un acelerador True Beam de Varian Medical Systems.

## RESULTADOS

Se han realizado medidas barriendo toda la semiesfera del maniquí (figura 1). Con la mesa a 270° se ha variado el ángulo de gantry entre 0° y 180°. En cada posición se ha disparado un campo cuadrado de 2x2cm<sup>2</sup> con energía de 6MV sin filtro, tasa 1400 UM/min y 100 UM.

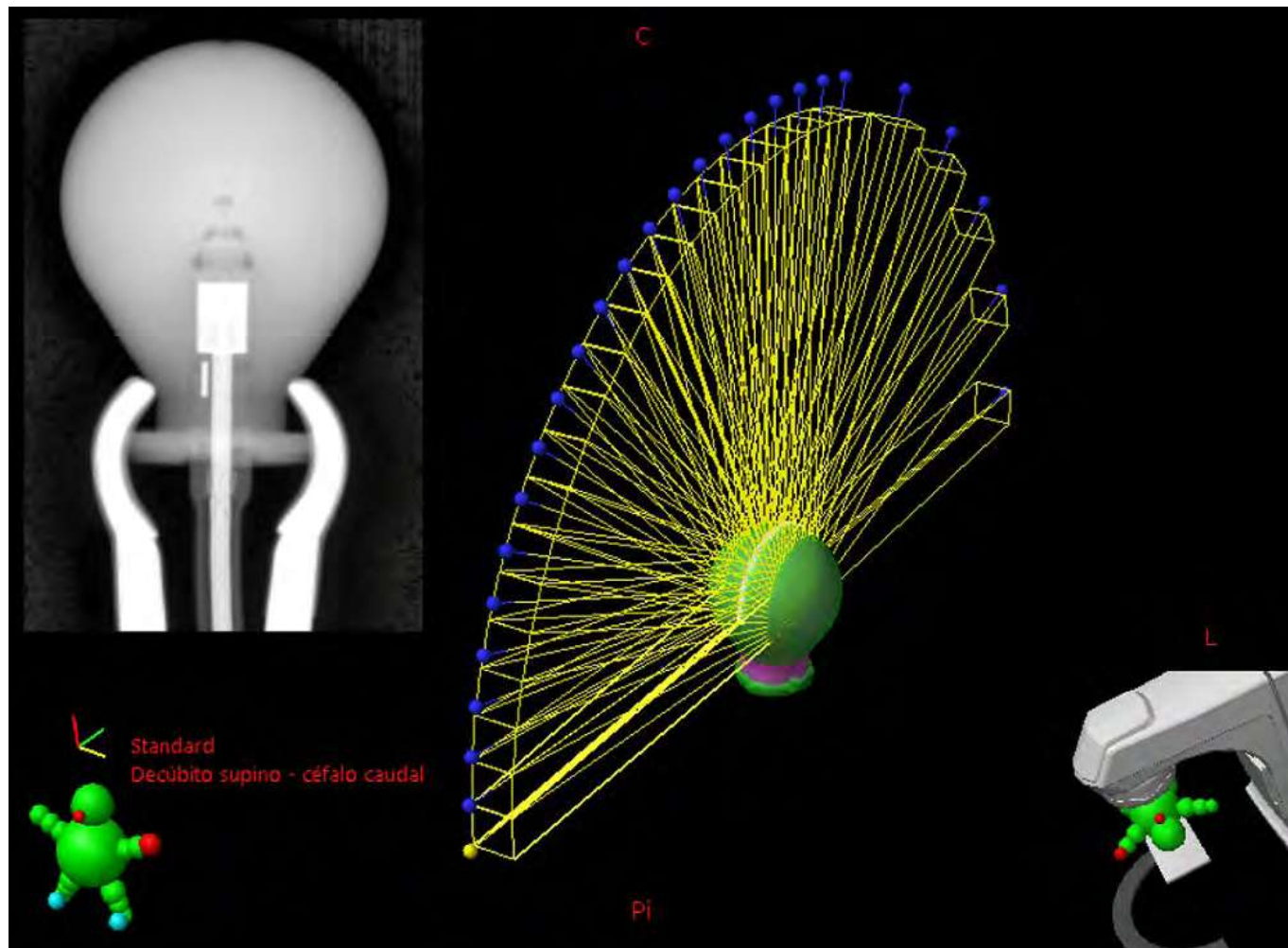


FIGURA 1.- Representación de los campos disparados (superior izquierda) y una placa de kV del maniquí con la cámara alojada en su interior.

## DISCUSIÓN

Las medidas (ver FIGURA 2) sugieren que existe una dependencia angular que podría deberse a que la respuesta de la cámara no es del todo isotropa, o bien a defectos en el maniquí y/o el posicionamiento de la cámara dentro del mismo. En cualquier caso, la desviación de todas las medidas realizadas respecto a la media está dentro del  $\pm 1\%$ , que está dentro de la tolerancia para dicha cámara.



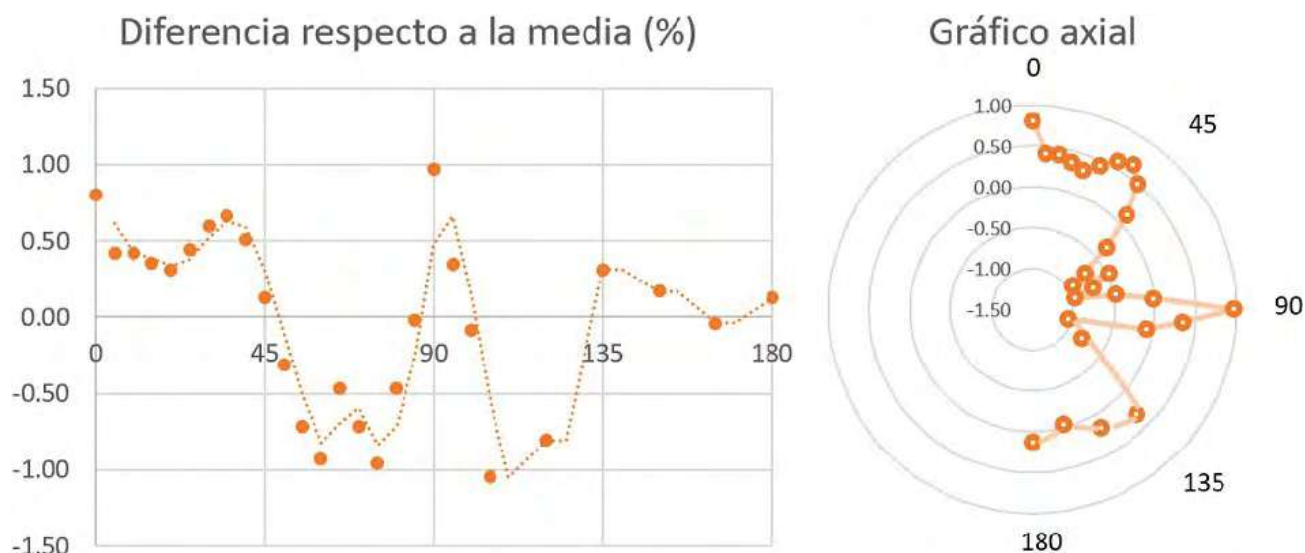


FIGURA 2.- Diferencia con respecto a la media de las lecturas para cada ángulo en % y gráfico axial correspondiente.

### CONCLUSIONES

Puesto que la dependencia angular de la cámara RAZOR Nano Chamber está por debajo de la tolerancia del conjunto cámara – electrómetro, consideramos que es adecuado utilizarla sin corrección adicional para la verificación de planes de tratamiento de radiocirugía con giros de mesa

## DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE MATERIAL PARA IMPRESIÓN DE BOLUS 3D EN RADIOTERAPIA CON ELECTRONES

Martínez Ovalle, S. A. (1); Díaz Merchan, J. A. (2); Vega Carrillo, H. R. (3)

(1) Universidad pedagógica y tecnológica De Colombia, (2) Clínica Cancerológica De Boyaca, (3) Universidad Autónoma De Zacatecas

**PALABRAS CLAVE:** BOLUS; RADIOTERAPIA; HACES DE ELECTRONES; IMPRESIÓN 3D

### INTRODUCCIÓN

Estudios actuales muestran la necesidad de fabricación de bolus atenuadores y compensadores que permitan una mejor adaptación al contorno de paciente para los tratamientos de radioterapia con electrones. Este trabajo presenta el proceso de diseño, caracterización, fabricación, personalización 3D e implementación clínica de un nuevo material Bolus de bajo costo para ser usado en el tratamiento de lesiones que se presentan en zonas anatómicas con superficies regulares e irregulares.

### MATERIAL Y MÉTODOS

El diseño del material se basó en recomendaciones de ICRU44, el uso de la herramienta computacional para el diseño y composición de materiales poliméricos CES Edupack y la utilización de código Geant4 para la predicción dosimétrica.

La personalización de los modelos del material que se ajustan al contorno del paciente fue hecha usando software libre FreeCad y con la construcción de una impresora 3D fabricada para nuestro material que permite la manufactura capa a capa a partir de ajustes de temperatura de extrusor y velocidad de cabezal específicos para garantizar la fusión del material desarrollado.

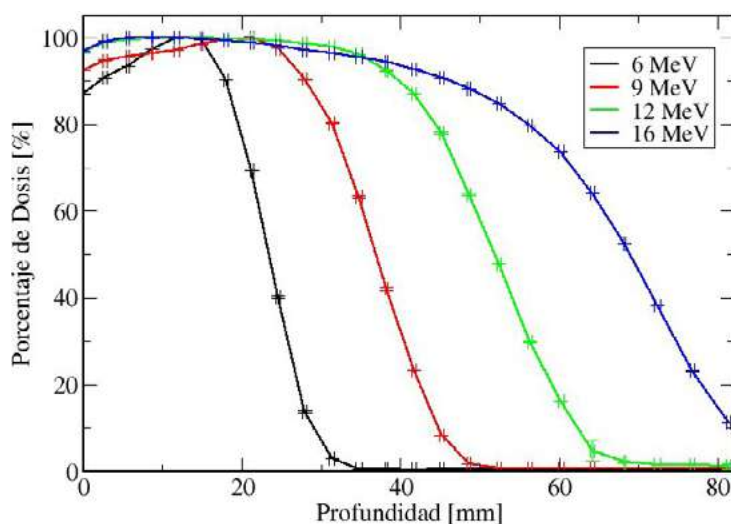
### RESULTADOS

Se implementó un método de impresión 3D de bolus con un nuevo material de bajo costo que permite optimizar la dosis depositada durante radioterapia de cáncer de piel en zonas anatómicas de geometría regular e irregular garantizando un estándar de control de calidad dosimétrico al material bolus fabricado para cada paciente. Uno de los bolus fabricados, se muestra en la Fig 1.



Fig 1. Fabricación de bolus 3D

Se obtuvieron PDDs para nuestro material, usando un acelerador lineal Varian Clinac cX, como se muestra en la Fig 2.



Los resultados de PDDs, fueron comparados con los arrojados de una dosimetría relativa en agua y en otros materiales bolus de uso comercial.

## DISCUSIÓN

La fabricación e implementación de materiales bolus que se adaptan a la morfología del paciente, permite tener un mejor control dosimétrico con amplia disminución de incertidumbres asociadas a gaps de aire. Además, el desarrollo de un bolus con su respectivo sistema de impresión mediante FDM y la estandarización del proceso, disminuye costos asociados al reemplazo necesario por contacto con fluidos.

## CONCLUSIONES

Todo el proceso, desde la fabricación del material hasta la manufactura final y control de calidad fueron desarrollados, presentando una buena respuesta dosimétrica y adaptación a la morfología del paciente. La ausencia de gaps de aire y la precisión en el espesor, permiten la confiabilidad en la superficialización correcta de la dosis depositada. Los costos del proceso fueron optimizados generando una disminución de precios comparados con bolus comerciales.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DIAZ-MERCHAN, J. A., MARTINEZ-OVALLE, S. A., & VEGA-CARRILLO, H. R. (2022). CHARACTERIZATION OF A NOVEL MATERIAL TO BE USED AS BOLUS IN RADIOTHERAPY WITH ELECTRONS. APPLIED RADIATION AND ISOTOPES, 183, 110154.
- <sup>2</sup> MALONE, C., GILL, E., LOTT, T., ROGERSON, C., KEOGH, S., MOUSLI, M., ... & MCCLEAN, B. (2022). EVALUATION OF THE QUALITY OF FIT OF FLEXIBLE BOLUS MATERIAL CREATED USING 3D PRINTING TECHNOLOGY. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, 23(3), E13490.

# CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA TEÓRICO-EXPERIMENTAL DE PIEZAS FABRICADAS EN IMPRESIÓN 3D CON MATERIALES PLA, ABS Y TPU

Martínez Ovalle, S. A. (1); Español Castro, K. (1); Díaz Merchan, J. A. (2)

(1) Universidad Pedagógica Y Tecnológica De Colombia, (2) Clínica Cancerológica De Boyaca

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA; BOLUS; IMPRESION 3D; POLIMERICOS

## INTRODUCCIÓN

Los desarrollos de manufactura aditiva han permitido la fabricación de piezas personalizadas en la industria médica. Actuales estudios, muestran la posibilidad de impresión 3D de bolus personalizados en radioterapia usando tecnología FDM en algunos materiales como PLA, ABS, TPU o PETG.

Este estudio presenta la caracterización dosimétrica de materiales poliméricos usando diferentes parámetros de impresión y su posible uso como bolus en radioterapia.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Fueron impresas placas de diferentes espesores con materiales PLA, ABS y TPU usando infill de 100% en líneas, cuadrículas y rombos con una impresora 3D de tecnología FDM, haciendo variación de temperatura y velocidad de impresión.

Usando cámaras de ionización planoparalelas y películas radiocrómicas, se midieron PDDs y mapas de isodosis, para establecer los parámetros dosimétricos usando un LINAC Varian Clinac cX con energías de 6, 9, 12 y 16 MeV.

Usando código GEANT4 se simuló la interacción de haces monoenergéticos con los diferentes materiales para establecer la distribución de dosis absorbida en los diferentes materiales incluyendo las incertidumbres asociadas a los diferentes procesos térmicos.

## RESULTADOS

Experimentalmente, se estudiaron los PDDs para los materiales, usando diferentes parámetros de impresión. En la Fig 1 se muestra el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para haces de 6 MeV en piezas de filamento PLA, ABS y TPU

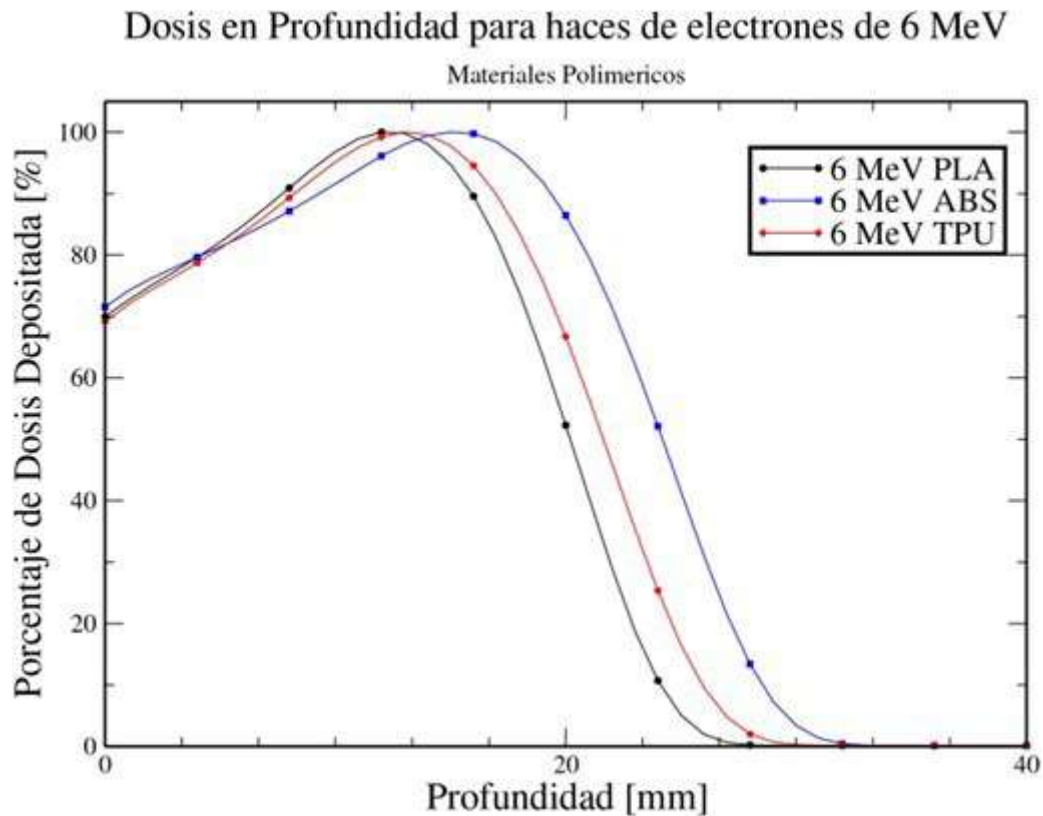


Fig 1. Porcentajes de dosis en profundidad para haces de electrones con energía de 6 MeV en piezas de 3 filamentos más comúnmente usados.

Se calcularon y midieron los PDDs y mapas de dosis de electrones para diferentes energías dentro del rango terapéutico, estableciendo los principales parámetros dosimétricos. En la figura 2 se muestran los resultados para el caso PLA.

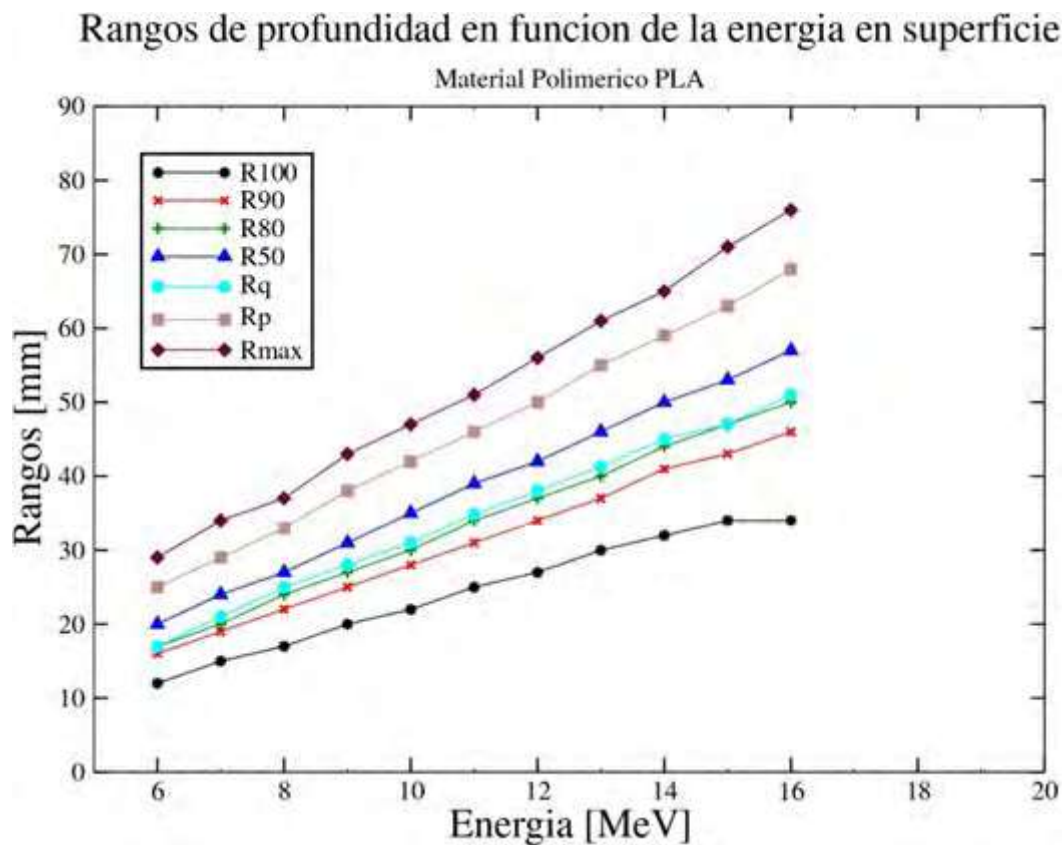


Fig 2. Parámetros dosimétricos principales para caso PLA.



Adicionalmente, fueron calculados y medidos mapas de dosis con el fin de establecer los parámetros de dispersión de los diferentes materiales. Se estableció el infill más adecuado para evitar gaps de aire que cambian la dosimetría y aumentan las incertidumbres asociadas.

Finalmente, con base en el estudio, se fabricaron y evaluaron bolus 3D impresos en los 3 materiales mediante tecnología FDM.

## DISCUSIÓN

El uso de filamentos convencionales para la impresión 3D de bolus personalizados, requiere de una estandarización del proceso y conocimiento detallado de la respuesta dosimétrica de los materiales con diferentes parámetros de impresión. Este estudio evidenció una diferencia importante en la distribución de dosis absorbida usando infill de 100%, pero con diferentes parámetros de llenado.

## CONCLUSIONES

El material de mejor respuesta dosimétrica para uso como bolus en radioterapia con electrones fue ABS. Sin embargo, es importante hacer un postproceso que permita el alisado de sus superficies. Es importante hacer un control de calidad al material para garantizar la ausencia de gaps de aire que pueden cambiar la dosimetría.

# COMPARACIÓN DE DETECTORES EN LA VERIFICACIÓN POST-MODELADO DEL MLC AGILITY EN EL TPS MONACO

Luján Expósito, Á. (1); Ortega González, A. (1); Hernández Tébar, E. (1); Jiménez Rubio, P. (1); Buades Forner, M. J. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

PALABRAS CLAVE: MLC, POST-MODELADO, MONACO

## INTRODUCCIÓN

Se presentan los resultados de la comparación de dos detectores comerciales planos en la verificación post-modelado del MLC Agility en el TPS Monaco (Elekta). *Kinsella P et al* recomiendan el uso del detector plano para la verificación de este tipo de campos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los detectores utilizados son: la matriz plana de diodos MapCHECK 2 (Sun Nuclear) y la matriz plana de cámaras de ionización Array 1500 (PTW). Se ha medido el conjunto de campos recomendados por el fabricante<sup>2</sup> con fotones de energía de 6 MV para la verificación del post-modelado del MLC. Se han realizado medidas centrales y medidas con desplazamientos de 5 mm respecto del centro de los detectores en la dirección perpendicular al movimiento del MLC con el fin de aumentar la resolución espacial de las medidas mediante el uso de la función *merge*. Se han evaluado las tasas de paso del criterio gamma 2%/2 mm, con y sin desplazamiento del detector, con el software proporcionado por los fabricantes de cada uno de los detectores (SNC Patient para MapCHECK 2 y Verisoft para el Array 1500).

## RESULTADOS

La TABLA 1 presenta los resultados del análisis gamma global 2%/2 mm, con y sin desplazamiento, de las medidas realizadas con ambos detectores. La FIGURA 1 muestra los perfiles de radiación obtenidos por ambos métodos en los planos longitudinal (GT) y transversal (AB) para el campo de radiación 3ABUT, utilizado para evaluar las fugas, la transmisión y el offset de lámina<sup>2</sup>.

| Criterio $\gamma$ 2%/2 mm | MapCHECK 2         |                    | 1500 Array         |                    |
|---------------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
|                           | Sin desplazamiento | Con desplazamiento | Sin desplazamiento | Con desplazamiento |
| 20x20                     | 99.2               | -                  | 96.2               | -                  |
| 10x10                     | 100.0              | -                  | 100.0              | -                  |
| 3ABUT                     | 99.2               | 99.0               | 99.2               | 99.3               |
| DMLC1                     | 95.8               | 95.4               | 93.8               | 94.9               |
| HIMRT                     | 99.0               | 99.3               | 100.0              | 100.0              |
| HDMLC                     | 99.6               | 99.6               | 100.0              | 100.0              |
| FOURL                     | 96.6               | 96.5               | 92.1               | 92.9               |

TABLA 1: Resultados del análisis gamma 2%/2 mm para ambos detectores, con y sin desplazamiento.



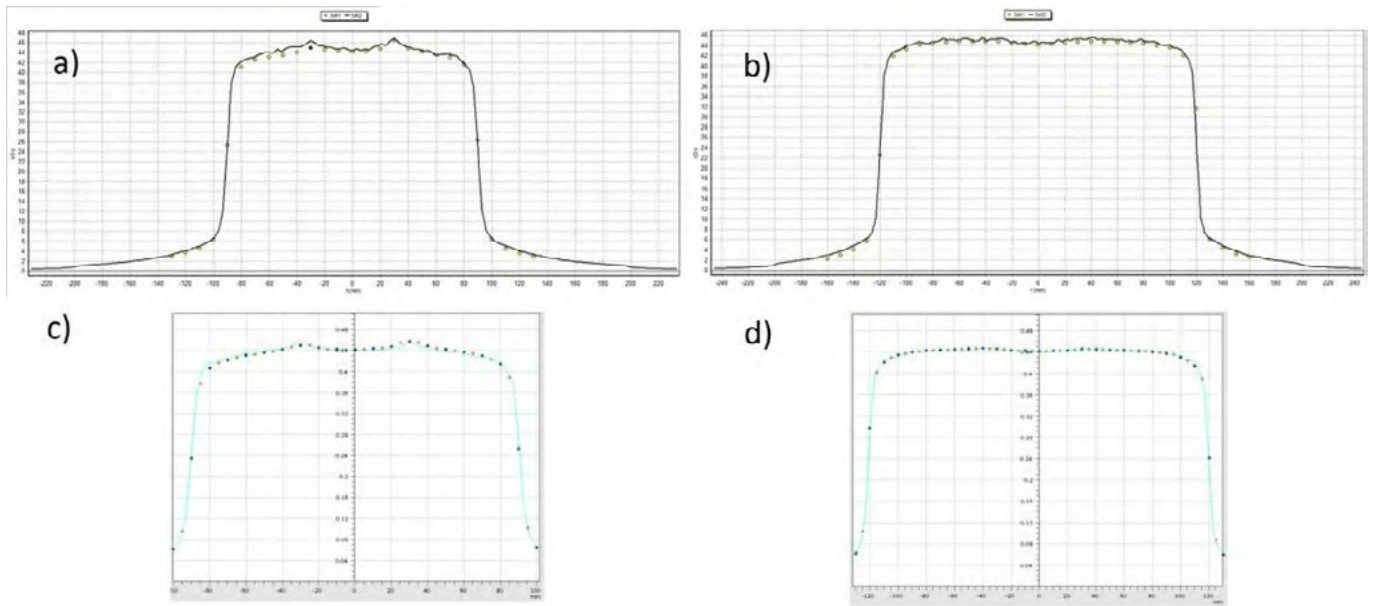


FIGURA 1: Perfiles de radiación medidos experimentalmente para el haz 3ABUT con MAPCHECK 2 (Sun Nuclear) en direcciones AB (a), GT (b) y Array 1500 (PTW) en direcciones AB (c) y GT (d). La línea continua representa en todos los casos el perfil simulado con el TPS Monaco.

## DISCUSIÓN

La tasa de paso es siempre superior al 90% según este criterio en ambos detectores y para todos los haces del conjunto de verificaciones de Elekta. Las medidas tomadas con mayor resolución espacial mediante la función *merge* no ofrecen una mejora significativa de la tasa de paso.

## CONCLUSIONES

Ambos detectores arrojan resultados similares. MapCHECK 2 permite el uso de la función *merge* en dos direcciones espaciales, lo que aumenta la resolución de las medidas en las dos direcciones principales del haz. Por el contrario, el software de análisis de PTW solo permite el uso de esta función en la dirección longitudinal. Por otro lado, este último software sí permite hacer un análisis gamma local, proporcionando un análisis más descriptivo en la verificación de estos campos, a diferencia del software de Sun Nuclear.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> KINSELLA P, SHIELDS L, MCCAVANA P, MCCLEAN B, LANGAN B. DETERMINATION OF MLC MODEL PARAMETERS FOR MONACO USING COMMERCIAL DIODE ARRAYS. J APPL CLIN MED PHYS. 2016 JUL 8;17(4):37-47
- <sup>2</sup> ROCHE M, CRANE R, POWERS M, CRABTREE T. AGILITY MLC TRANSMISSION OPTIMIZATION IN THE MONACO TREATMENT PLANNING SYSTEM. J APPL CLIN MED PHYS. 2018 SEP;19(5):473-482

# DESARROLLO DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA PORTAL PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE UN ACELERADOR LINEAL

Benito Bejarano, M. A. (1); Sáez Beltrán, F. (1); Cordero Gago, I. (1); Ramos Carrero, A. (1)

(1) Servicio de Radiofísica, Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL)

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA PORTAL, CONTROL DE CALIDAD, PRUEBAS DE CONSTANCIA.

## INTRODUCCIÓN

El protocolo nacional para el control de calidad en aceleradores de electrones de uso médico<sup>1</sup> establece una periodicidad mensual para la verificación de la constancia de la homogeneidad, simetría, centrado, y dosis absoluta de los haces con el giro de gantry, así como la linealidad del sistema monitor. Normalmente estas pruebas se realizan mediante un sistema de matriz de detectores fijado al gantry. Hemos desarrollado un software que permite usar el sistema de imagen portal (EPID) para efectuar estas pruebas en un tiempo reducido.





## MATERIAL Y MÉTODOS

El acelerador utilizado es el Varian Truebeam, dotado con el EPID DMI de  $43 \times 43 \text{ cm}^2$ . Se verifican los haces de fotones de energías de 6, 10, y 15 MV con filtro. La prueba de constancia con el brazo se realiza con campos a 8 ángulos de gantry espaciados en  $45^\circ$ . La linealidad del sistema monitor se comprueba con campos con distintos valores de unidades de monitor prefijados. Todas las medidas se efectúan con campos de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  con el EPID a la altura del isocentro. Se ha programado una aplicación en python que importa las imágenes obtenidas con el EPID y hace el análisis de los perfiles de dosis mediante el módulo "Field Analysis" de la librería pylinac 3.0, usando el protocolo de análisis "Varian". Los valores de simetría de los haces obtenidos por nuestra aplicación se compararon con los medidos con el array lineal LA48 (PTW Freiburg) a una profundidad de 5 cm de agua sólida, generando perfiles asimétricos de forma intencionada mediante la adición de distintos espesores de agua sólida a uno de los lados del perfil (Fig. 1). La linealidad del EPID con la dosis ha sido verificada por comparación con una cámara farmer PTW 30013 (Fig. 2).

## RESULTADOS

Los valores de simetría medidos con ambos métodos están relacionados de forma lineal, con un coeficiente de correlación superior a 0.998 para todas las energías. Sin embargo, la magnitud de la simetría obtenida con el EPID es diferente a la del LA48. Una tolerancia del 3% para el LA48 correspondería a unos valores con el EPID de 2.5, 2.6 y 2.1 para los haces de 6, 10 y 15 MV respectivamente. La respuesta del EPID con la dosis es lineal, con una diferencia en el coeficiente de respuesta del EPID frente a la dosis menor a 0.75% en todo el rango respecto al valor medido para 200 UM.

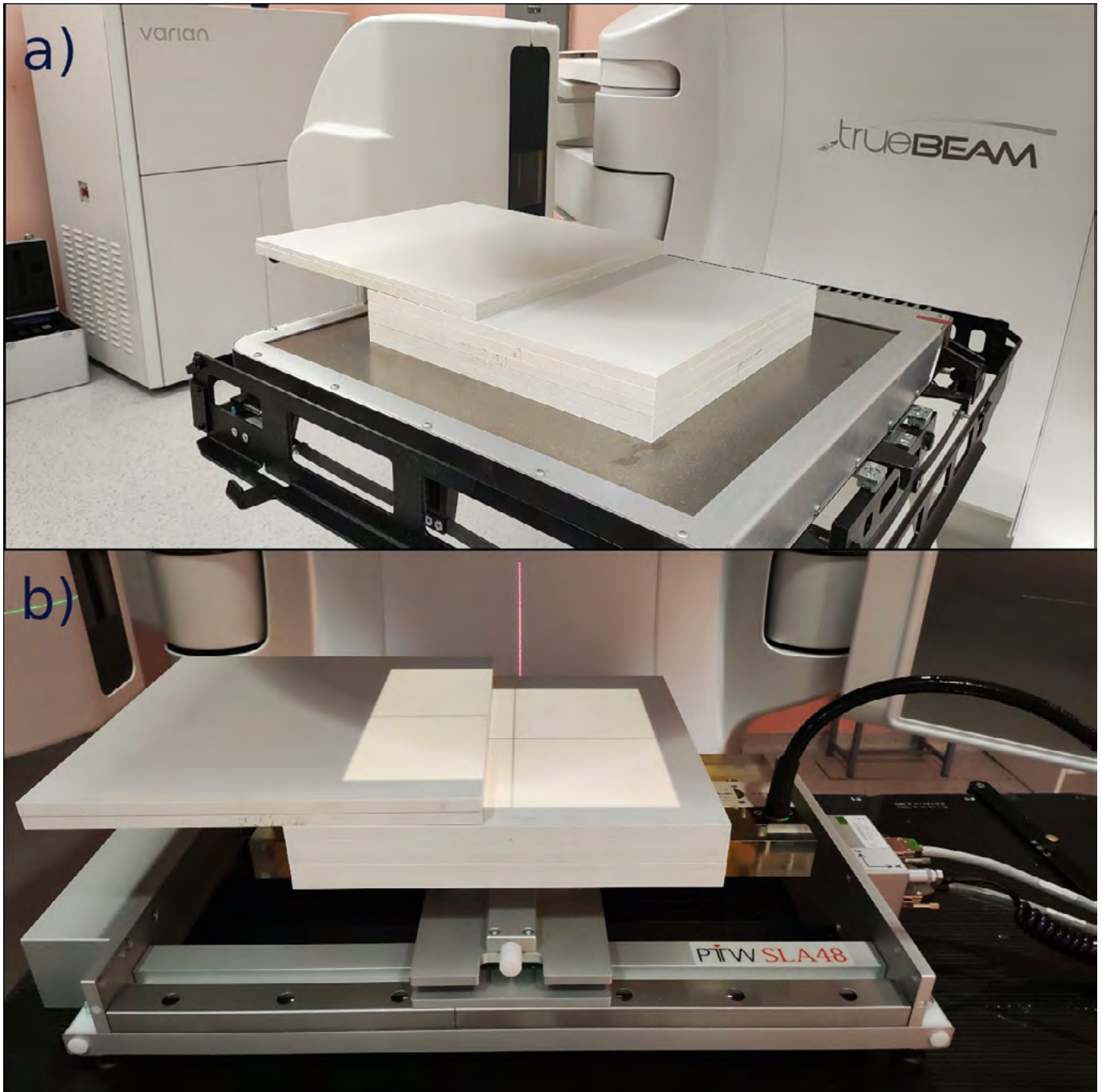


FIGURA 1: Montaje para generación de perfiles asimétricos con el EPID (a) y el LA48 (b).

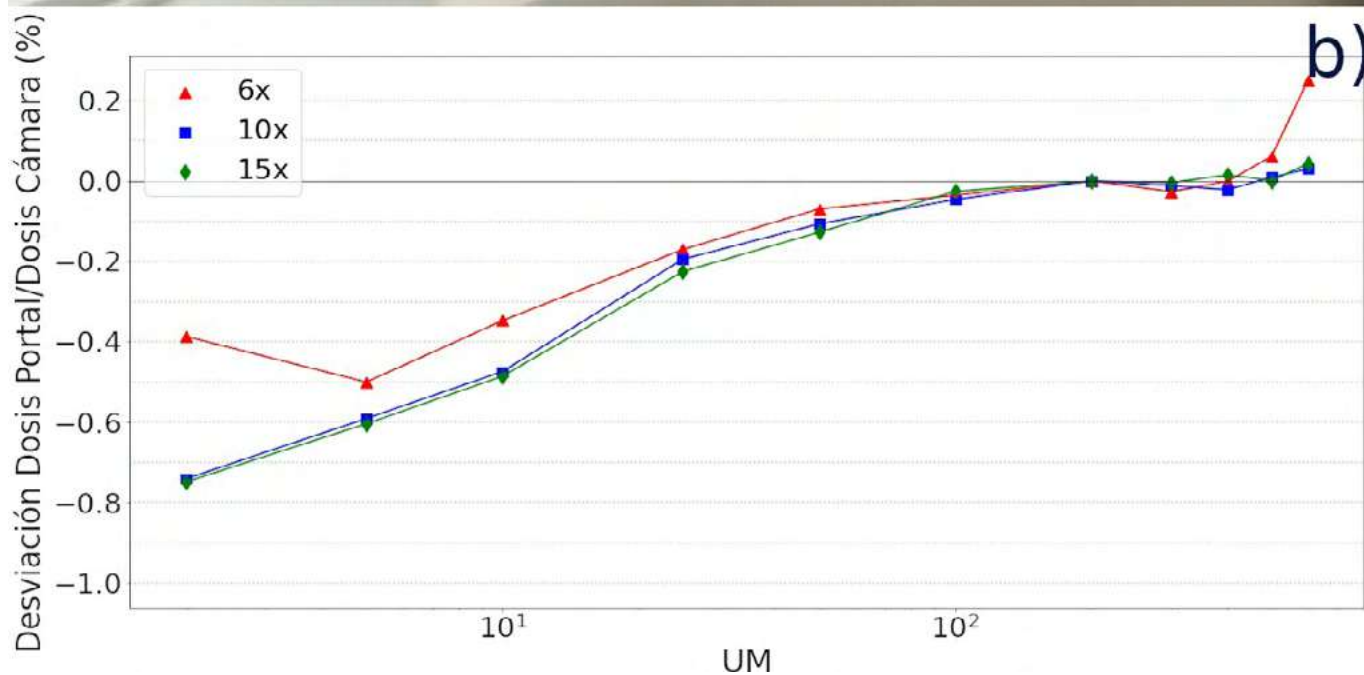
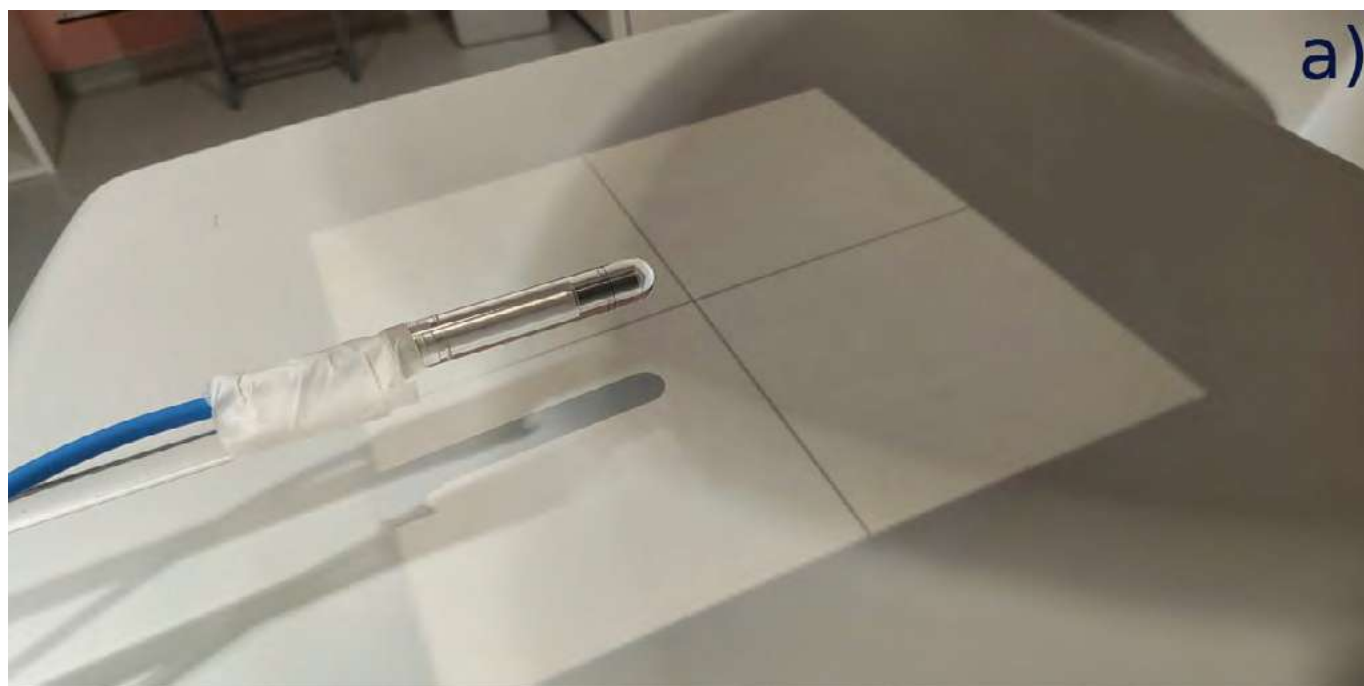


FIGURA 2: Caracterización de linealidad del EPID con la dosis (a) y gráfica de diferencias obtenidas respecto a la medida con 200 UM (b).

## DISCUSIÓN

El sistema presentado puede utilizarse para efectuar pruebas de constancia de los campos, si bien es necesario aplicar correcciones a los valores obtenidos con el EPID. Este nuevo método permite reducir considerablemente el tiempo de máquina necesario para realizar las pruebas.

## CONCLUSIONES

El EPID estudiado puede usarse para la verificación de los haces de forma eficiente y precisa.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> CONTROL DE CALIDAD EN ACELERADORES DE ELECTRONES PARA USO MÉDICO (SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, 2009)



## MEDIDA DIARIA DE LA CONSTANCIA DEL HAZ DE FOTONES A TRAVÉS DE PERFILES CON CUÑA

Barbés Fernández, B. (1); Rodríguez Ródenas, A. (2); Cuevas Jurado, R. (1); Prior Arce, J. (2)

(1) Clínica Universidad de Navarra, (2) Universidad de Murcia

PALABRAS CLAVE: CONTROL DE CALIDAD, QA, CUÑA FÍSICA, ENERGÍA

### INTRODUCCIÓN

Se presenta un método de medida diaria de la constancia de la energía del haz de fotones del ALE, empleando solo el EPID y una cuña física. Se ha adoptado una técnica ya publicada [1], pero se ha modificado para hacerla válida también en haces sin filtro.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La cuña física produce en el haz un aumento de la composición de energías altas en la dirección de esta, que hace que el perfil no solo aumente en pendiente, sino también en curvatura del perfil. Dawould et al. [1] demostraron que se puede ajustar la sección central del perfil a una función cuadrática, y el coeficiente de segundo orden  $\alpha$  tiene una dependencia aproximadamente lineal con el  $PDD_{10}$ . Se establece una tolerancia del 40% en  $\alpha$  para cumplir la tolerancia de la energía.

El método no vale para haces sin filtro, pues el perfil con cuña tiene un pico central (fig.1). En este trabajo se ha estudiado un método alternativo, corrigiendo con un perfil sin cuña (fig. 1).

Se dispararon haces de 20cm x 20cm en tres ALE del mismo modelo, pero con diferente versión de EPID, para energías de 6, 10 y 15 MV, y 6 y 10 MV FFF: 380 por cada energía, con y sin cuña, a lo largo de dos meses. Se capturaron imágenes con el EPID y se desarrolló una aplicación en Python para analizarlas.

Se analizaron los perfiles de cada haz en la dirección de la cuña, para obtener las medidas de  $\alpha$  (fig. 1). Se comprobó por otros medios ( $TPR_{20,10}$  en agua) que la energía se mantenía constante en el período de medida.

### RESULTADOS

Para las cinco energías, con y sin filtro, los perfiles corregidos se ajustan bien a un polinomio de orden 2 (sumas de residuos inferiores al 0.1%).

El 98% de los valores de  $\alpha$  tenían una desviación de entre 6 y 14% de la media, semejante a la publicada para haces sin filtro [1] y muy por debajo de la tolerancia (fig. 2). No se ha despreciado ninguna medida.

### DISCUSIÓN

El método resulta rápido (unos cinco minutos) y fiable, especialmente para ALE con cuña física. Completaría un sistema de QA diario [2] sin requerir instrumentación adicional.

La repetibilidad mejora si se toman solo las medidas tomadas en condiciones de UM y UM/min óptimas.

### CONCLUSIONES

Se ha podido reproducir el método [1] y extenderlo a haces sin filtro.

La repetibilidad de  $\alpha$  confirma que es un buen indicador de la constancia de la energía.

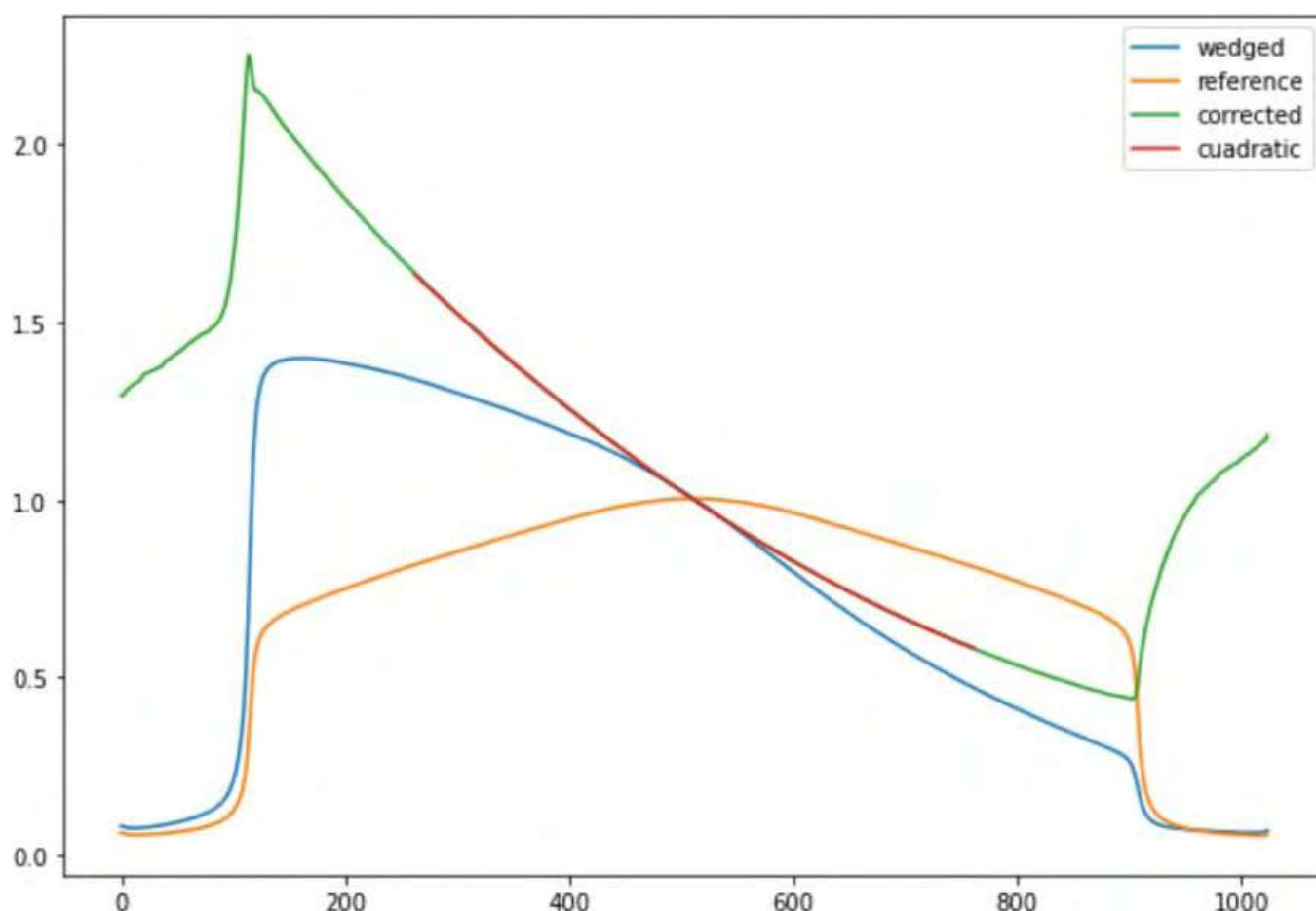


FIG. 1 Ejemplo del perfil del haz con cuña (wedge) y un haz sin cuña (reference) a energía 6MV FFF. El cociente punto a punto entre ambos (corrected) se ajusta bien, en su parte central, a un polinomio de orden 2 (cuadratic). Todas las curvas están normalizadas al valor central.



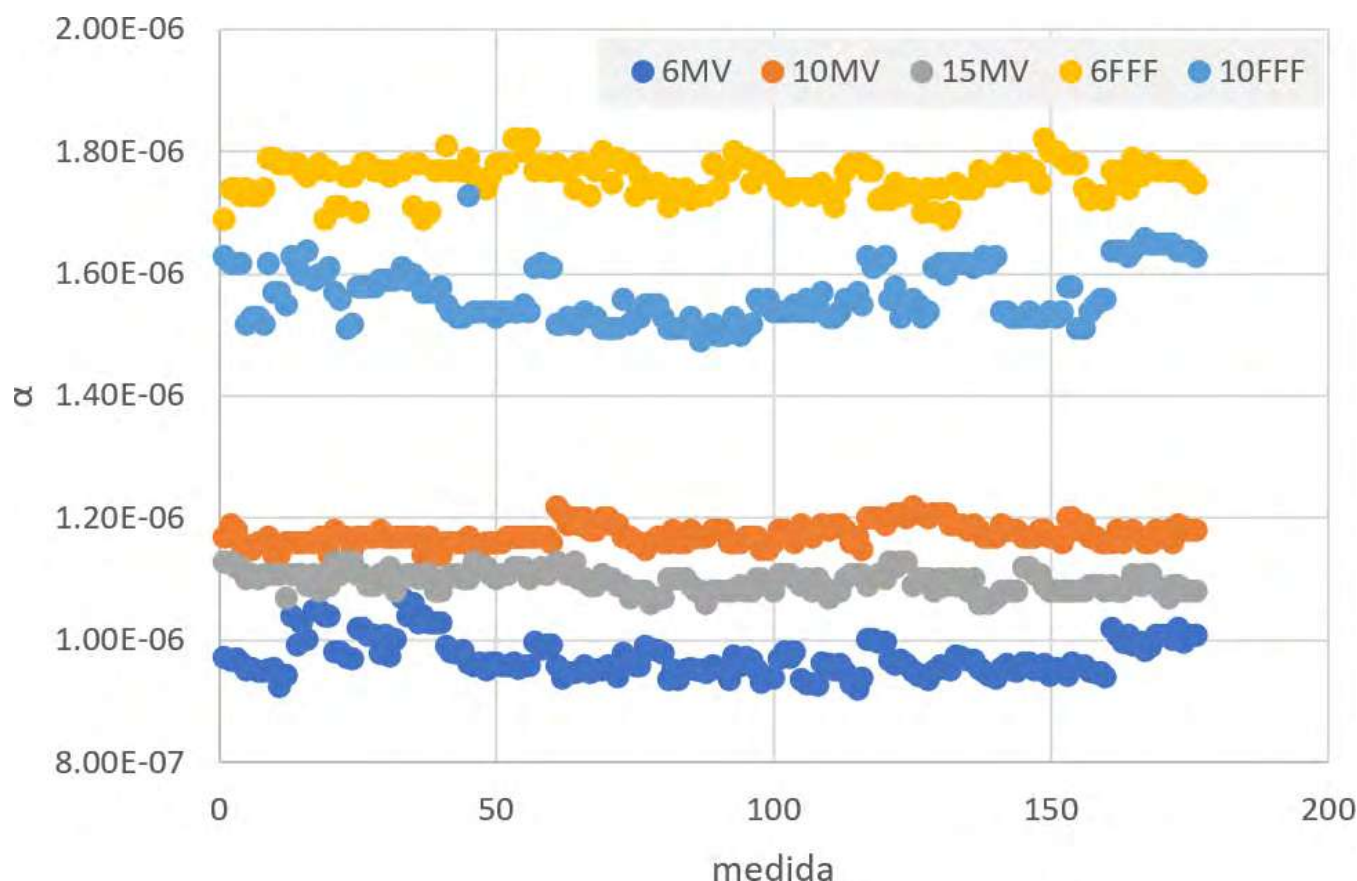


FIG. 2 Medidas del parámetro  $\alpha$  tomadas en uno de los ALE a lo largo del tiempo.

#### REFERENCIAS

<sup>1</sup> DAWOUD ET AL., 2014 ([HTTPS://DOI.ORG/10.1118/1.4856075](https://doi.org/10.1118/1.4856075))

<sup>2</sup> BARBÉS ET AL., 2022 ([HTTPS://DOI.ORG/10.37004/SEFM/2022.23.2.001](https://doi.org/10.37004/SEFM/2022.23.2.001))

## EVALUACIÓN DEL EQUIPO ARCCHECK SNC PARA LA DETERMINACIÓN DE LA CURVA DE LATENCIA EN TOMOTERAPIA HELICOIDAL

Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Yang, G. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: TOMOTERAPIA HELICOIDA, ARCCHECK, LATENCIA, MLC

#### INTRODUCCIÓN

En Tomoterapia Helicoidal (HT) el colimador multiláminas binario (MLC) es una componente fundamental del tratamiento ya que la modulación de intensidad se consigue variando los tiempos de apertura de cada lámina para cada posición del gantry y mesa de tratamiento (LOT). El sistema de planificación (TPS) utiliza un modelo lineal (Curva de Latencia) para tener en cuenta las diferencias existentes entre los tiempos planificados y los que requiere el equipo para administrar la dosis deseada.

#### MATERIAL Y MÉTODO

El objetivo de este trabajo es estudiar el uso del equipo ArcCHECK SNC como herramienta para la medida de la Curva de Latencia en HT. Este equipo, está formado por 1386 diodos y ha sido diseñado para la verificación de tratamientos rotacionales. Por su geometría, es un instrumento de gran utilidad en el control de calidad de aceleradores, concretamente en Tomoterapia Helicoidal (1).

Para la realización de este trabajo, se midieron diferentes procedimientos con diferentes LOT y usando un programa MATLAB relacionamos, en cada intervalo de tiempo, la señal de los diodos con el LOT de las láminas. Normalizando la señal de los diodos





centrales al tiempo máximo de apertura, inferimos la medida de los diferentes LOT y la relación entre los tiempos de lámina planificados y medidos.

## RESULTADOS

En la figura 1 se muestra la curva de latencia medidas para las láminas centrales en función del LOT máximo, así como la comparación con el modelo del TPS.

La diferencia entre las curvas medidas y la curva de latencia del TPS es inferior a 1ms, esta diferencia implicaría una diferencia inferior al 1% en la dosis administrada, asumiendo que el LOT medio es del orden de 160ms.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Debido a que diferencias de tiempo de 1ms en el tiempo de apertura suponen variaciones de 1% en la dosis administrada para un LOT medio de 100ms, es necesario disponer de un método de medida para validar el modelo del TPS y verificar su estabilidad en el tiempo. Por este motivo, discrepancias superiores al 2% en el valor dosis absorbida medido en la verificación de los pacientes, puede hacernos sospechar de diferencias en los LOT respecto a los planificados (2), si el resto de parámetros dosimétricos del haz permanecen estables.

Mediante la medida con ArcCHECK SNC, podemos verificar la constancia de la Curva de Latencia del MLC de una manera rápida y valorar la necesidad de un nuevo modelado en caso de la diferencia entre ambas curvas supere el 2% tal y como establece el TG148 (3).

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> FILMLESS METHODS FOR QUALITY ASSURANCE OF TOMOTHERAPY USING ARC CHECK. MED. PHYS. 44 (1), JANUARY 2017, 7-16.
- <sup>2</sup> DETECTION OF DOSE DELIVERY VARIATIONS ON TOMOTHERAPY USING ON-BOARD DETECTOR BASED VERIFICATION. PHYS MED BIOL. 2018 JUL 16;63(14).
- <sup>3</sup> QA FOR HELICAL TOMOTHERAPY: REPORT OF THE AAPM TASK GROUP 148. MEDICAL PHYSICS, 37, 4817-4853 (2010)

# PRECISIÓN DOSIMÉTRICA EN UN HAZ DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA MEDIDO CON DIFERENTES DETECTORES

Ramos Caballero, L. J. (1); Martín Rodríguez, J. (1); Solís Preciado, N. (2); Miguel Álvarez, L. (3); García Zapata, J. (3); Matito Escorihuela, V. M. (3); Ortiz Sierra, B. (3)

(1) Servicio de Radiofísica. Hospital de Mérida., (2) Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario de Toledo, (3) Servicio de Radioterapia. Hospital de Mérida

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, ELECTRONES, HAZ, FACTOR DE CALIBRACIÓN.

## INTRODUCCIÓN

El objetivo del presente estudio es comparar la dosis absorbida a través de la calibración cruzada de una cámara de ionización de referencia y calibrada en un laboratorio secundario con otra cámara plano paralela (PPC) a calibrar, frente a la obtenida por esta última calibrada en el mismo laboratorio siguiendo las recomendaciones del Código de Prácticas TRS-398.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia  $z_{ref}$  en un haz de electrones de calidad Q viene dado por  $D_{w,Q} = M_Q$

$\cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0}$  siendo  $k_{Q,Q_0} = k_Q$  si la calidad de referencia es  $^{60}\text{Co}$ . La calibración interna de una cámara de ionización es la comparación directa de una cámara del usuario, en nuestro caso PPC, frente a otra de ionización calibrada en radiación gamma del  $^{60}\text{Co}$ . En este caso se recomienda utilizar la energía de electrones más alta de la que se disponga.

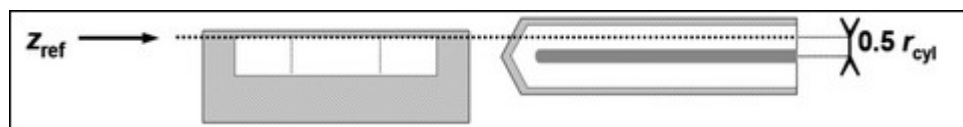
$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_{cross}} \cdot k_{Q,Q_{cross}}^{cross}$  para la calidad de dicho haz del usuario  $Q_{cross}$ , siendo  $k_{Q,Q_{cross}}^{cross} = k_{Q,Q_{int}}^{cross} / k_{Q_{int},Q_{cross}}^{cross}$

El procedimiento de calibración cruzada se llevó a cabo utilizando el acelerador Elekta Versa HD. Se empleó el haz de energía nominal más alto disponible (15 MeV) caracterizado por el parámetro  $R_{50} = 6,04 \text{ g/cm}^2$ .

Las cámaras utilizadas en el estudio fueron de ionización FC65-G y PPC40 colocadas secuencialmente en agua en la cuba Blue Phantom2 (IBA Dosimetry) y las mediciones se repitieron 10 veces con 100 (UM) cada una, corregidas por presión y temperatura y aplicando +300V, +100V y -300V para obtener los factores  $k_{pol}$  y  $k_{sat}$ . Se utilizó el electrómetro DOSE 1 (IBA) colocado en el



eje central del haz para un tamaño de campo de 10 x10 cm<sup>2</sup> (aplicador de electrones), SSD 100 cm y a la profundidad de referencia  $z_{ref}=35,2$  mm posicionando los detectores en el punto efectivo de medida como indica la imagen siguiente. A la profundidad de 1mm desde la superficie para la PPC40 y 1,5 mm desde el centro para la FC65-G.



Ni el formalismo TRS-398 ni el TG-51 contienen datos para obtener el factor  $k_Q$  específicos para la PPC40, pero éste puede obtenerse de la expresión analítica (TG-51):

$$k_Q(R50)=k_{ecal} \times k'(R50)=0,901 \times [1,2239 - 0,145 \times (R50)^{0,214}]$$

Para la FC65-G,  $K_Q$  y  $K_{Q,Qint}$  se obtienen por interpolación en los cuadros 18 y 19 del TRS-398 respectivamente.

## RESULTADOS

Los resultados están recogidos en la tabla siguiente:

|        | $N_{D,w,Q_0}$<br>cGy/nC | $N_{D,w,Q_{cross}}^x$<br>cGy/nC | $M_{Corregida}(P,T)$<br>nC / 100 UM | $k_Q$  | $k_{Q,Qint}^x$ | $k_S$ | $k_{Pol}$ | $D_{Zmax}$<br>(cGy) |
|--------|-------------------------|---------------------------------|-------------------------------------|--------|----------------|-------|-----------|---------------------|
| FC65-G | 4,83                    |                                 | 22,37                               | 0,913  |                | 1,007 | 1         | 100,7               |
| PPC40  | 8,35                    |                                 | 13,29                               | 0,9108 |                | 1,003 | 1         | 102,8               |
| PPC40  |                         | 7,42                            | 13,29                               |        | 1,01           | 1,003 | 1         | 100,2               |

## DISCUSIÓN

De los resultados recogidos en la tabla anterior se observan diferencias mayores al 2% en la dosis absorbida para una misma cámara (PPC40) según se utilice el factor de calibración otorgado en un laboratorio secundario mediante radiación gamma <sup>60</sup>Co frente al obtenido por calibración cruzada con la cámara de referencia (FC65-G).

## CONCLUSIÓN

Las recomendaciones del Código de Prácticas TRS-398 es utilizar preferentemente para la dosimetría de haces de electrones, PPC calibradas internamente frente al uso de calibración de la misma directamente en <sup>60</sup>Co. Los resultados del presente trabajo respaldan este hecho.

# ANÁLISIS DEL MODELADO DE HACES DE FOTONES EN ACELERADORES GEMELOS

Ramos Caballero, L. J. (1); Martín Rodríguez, J. (1); Ordiales Solís, J. M. (2); Solís Preciado, N. (3); Ortíz Sierra, B. (4); Matito Escorihuela, V. M. (4); Elías Zapata, J. (4); Miguel Álvarez, L. (4)

(1) Servicio de Radiofísica. Hospital de Mérida. Mérida., (2) Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Cáceres. Cáceres, (3) Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario de Toledo. Toledo., (4) Servicio de Radioterapia. Hospital de Mérida. Mérida.

PALABRAS CLAVE: GEMELADO, PERFILES, PDD.

## INTRODUCCIÓN

El propósito de este trabajo es analizar la caracterización de haces de fotones (perfiles de dosis y pdd) solicitados para el modelado de aceleradores Elekta Versa HD gemelados con energías de 6MV y 15MV con filtro aplanador (WFF) y 6MV sin filtro aplanador (FFF).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los dos aceleradores incluidos en el estudio corresponden a centros distintos, uno en el Hospital Universitario de Cáceres (HUC1) y el otro en el Hospital de Mérida (HME). Estos aceleradores disponen de un colimador multiláminas con 160 láminas de 5mm de espesor.

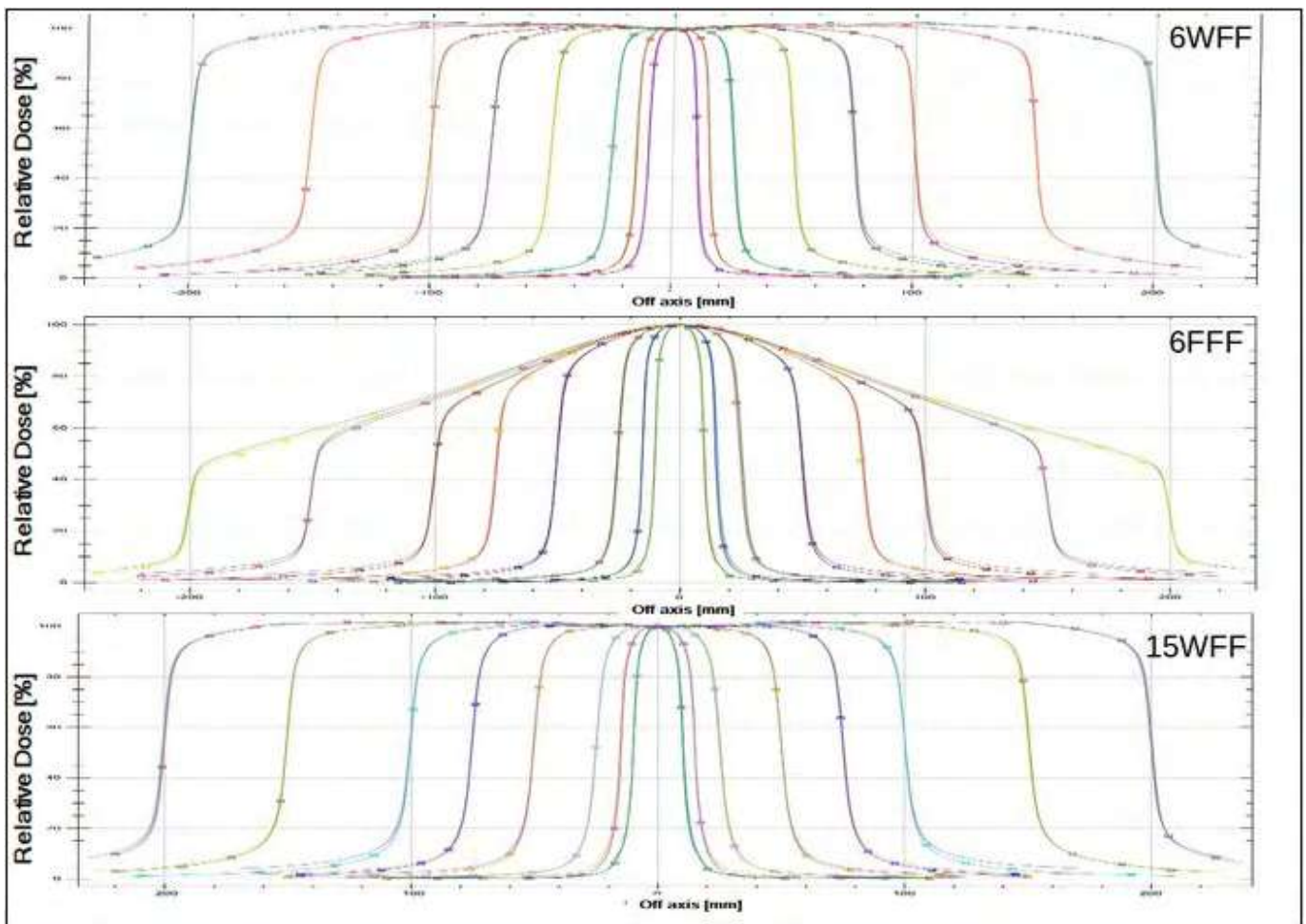
Las medidas se realizaron con idéntico equipamiento dosimétrico, manufacturado por IBA Dosimetry, incluyendo la cuba Blue Phantom2, el detector RAZORTH DIODE para medidas de perfiles en campos menores a 4x4 cm<sup>2</sup> y las cámaras de ionización CC04 (volumen activo 0,04 cm<sup>3</sup>) y CC13 (volumen activo 0,13 cm<sup>3</sup>) para el resto de perfiles y pdd.

El análisis numérico de datos se realizó mediante el software de análisis myQA Accept v8.5 (IBA Dosimetry) seleccionando diferentes protocolos como el TRS-398 para el análisis de pdd, DIN 6847 y Varian FFF para perfiles de dosis en haces WFF y FFF respectivamente.

Los requisitos de datos de haces de fotones para el modelado en el planificador MONACO® (Elekta) son medidas de campos abiertos a SSD 90 cm y a las profundidades (cm) de  $d_{MAX}$  5, 10 y 20 cm para perfiles de dosis con tamaños de campo cuadrado (cm<sup>2</sup>) de 2x2, 3x3, 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 30x30, 40x40 en dirección inplane, crossplane y diagonales y pdd con tamaños de campo cuadrado (cm<sup>2</sup>) 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 15x15, 20x20, 30x30, 40x40 y rectangulares (cm<sup>2</sup>) de 40x5 y 5x40.

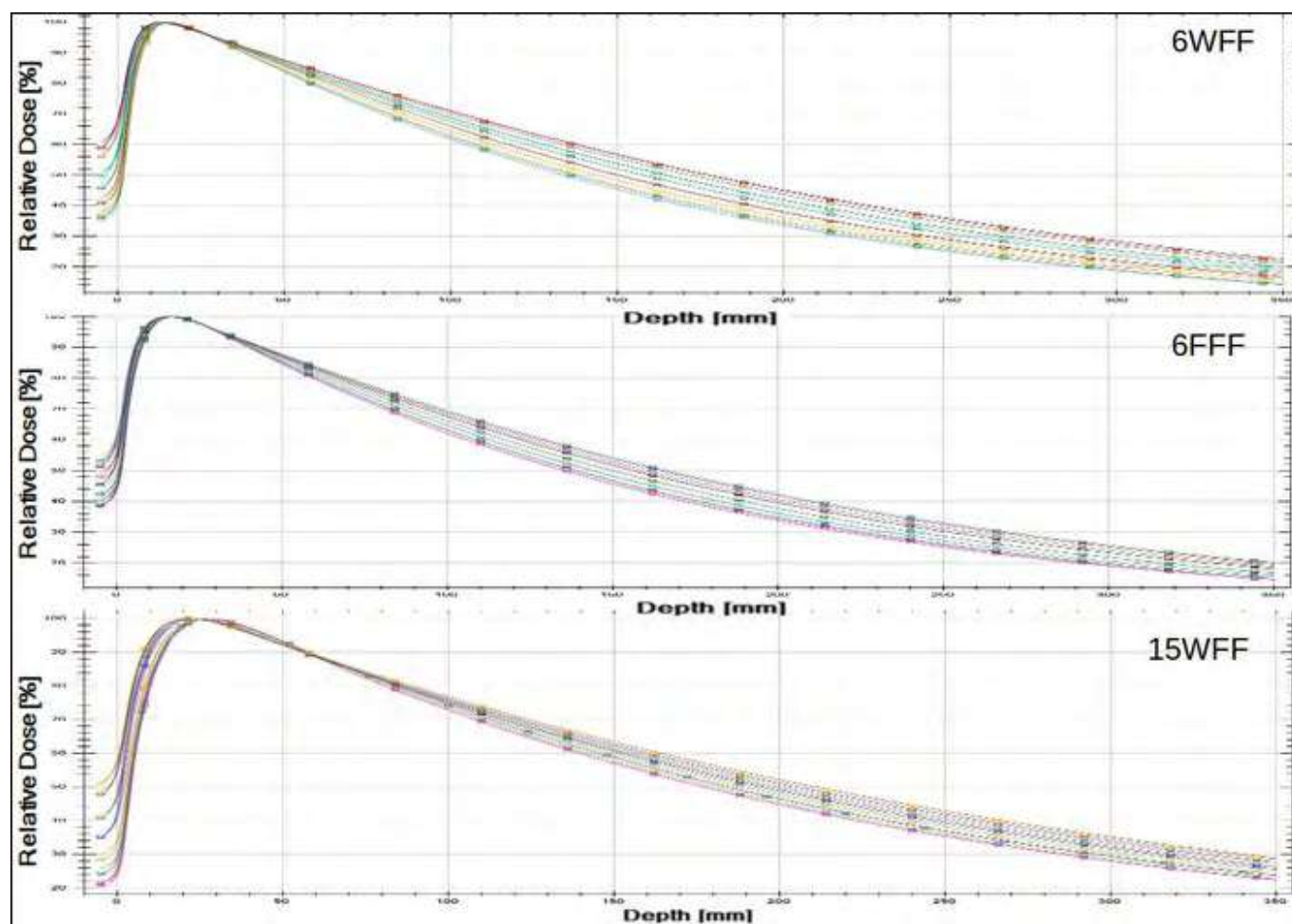
## RESULTADOS

La representación de las medidas multicentro se muestra en las siguientes gráficas:



Gráfica 1. Perfiles normalizados inplane a 10 cm de profundidad.

HUC1 — HME —\*



Gráfica 2. PDD para los distintos tamaños de campo.

HUC1 — HME —\*

Tomando las referencias del HUC1 para el análisis del conjunto de datos utilizados en las dos muestras, los perfiles de haces WFF de 6MV y 15 MV presentan una diferencia promedio en parámetros de simetría y planicidad de 0,17%, 0,03% y -0,04%, -0,01% respectivamente. Para el haz de 6MV FFF la diferencia promedio en simetría es de -0,4%. En cuanto al análisis de pdd, las diferencias promedio con respecto al factor  $Q_i = (D_{200}/D_{100})$  son de 0,62%, 0,46% y -0,15% para los haces WFF de 6MV, 15 MV y FFF 6MV respectivamente.

## DISCUSIÓN

Tras un pequeño ajuste inicial de parámetros en uno de los aceleradores, se consiguió caracterizar los haces de ambos equipos lo más similares posible. Las pequeñas diferencias en el factor  $Q_i$ , implicarían caídas de dosis ligeramente más pronunciadas en los haces WFF del acelerador HUC1 al contrario de lo que ocurre con el haz FFF.

## CONCLUSIÓN

El estudio se llevó a cabo en dos linacs de diferentes centros e indican que los ajustes realizados permiten el gemelado de aceleradores.



## OPTIMIZACIÓN DEL VALOR DE DLG EN HACES DE 6FFF EN TRUEBEAM HD120 EN PLANES VERIFICADOS CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA

Simon, R. (1); Botella Faus, P. (2); Roch, M. (1); Chamorro, P. (1); Castro, P. (1); Honorato, S. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa, (2) Hospital Universitario 12 de Octubre

PALABRAS CLAVE: DLG, PELÍCULA RADIOCRÓMICA, 6FFF

### INTRODUCCIÓN

La caracterización dosimétrica del colimador multiláminas (MLC) en el planificador Eclipse se realiza mediante dos parámetros: el factor de transmisión y el dynamic leaf gap (dlg). Éstos dependen entre otros factores, de la energía y del modelo del MLC. El factor de transmisión es el promedio de la relación entre la dosis medida de un campo abierto de 10x10 cm y la dosis medida bajo cada bancada. Para calcular el dlg, Varian suministra 7 campos dinámicos consistentes en un gap de entre 2 y 20mm de ancho que se mueve a velocidad constante desde -60 mm a 60 mm dando una fluencia uniforme de tamaño 10x10 cm. Representando el tamaño de gap frente a la dosis medida nos da una recta, la cual si extrapolamos para un valor de dosis 0 corresponde con un valor negativo de tamaño de gap, lo cual es valor del dlg. Este resultado se debe introducir en el planificador y verificar si concuerda bien con planes clínicos. La contribución del dlg a la dosis de un plan de tratamiento es más importante cuanto más complejo es este y más pequeño es el campo, es por ello que es necesario optimizarlo para la energía de 6FFF que es la que se emplea normalmente en este tipo de tratamientos.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se crearon planes sobre objetivos de diferentes tamaños y con complejidades variables, y fueron calculados con valores de dlg desde 0,7 a 1,4. Se midieron con película radiocrómica EBT-XD sobre el maniquí de SRS Stereophan y se analizó en el canal rojo el criterio gamma 2% 1mm, descartando los puntos con menos de un 10% y un 30% de la dosis máxima mediante software FilmQA.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

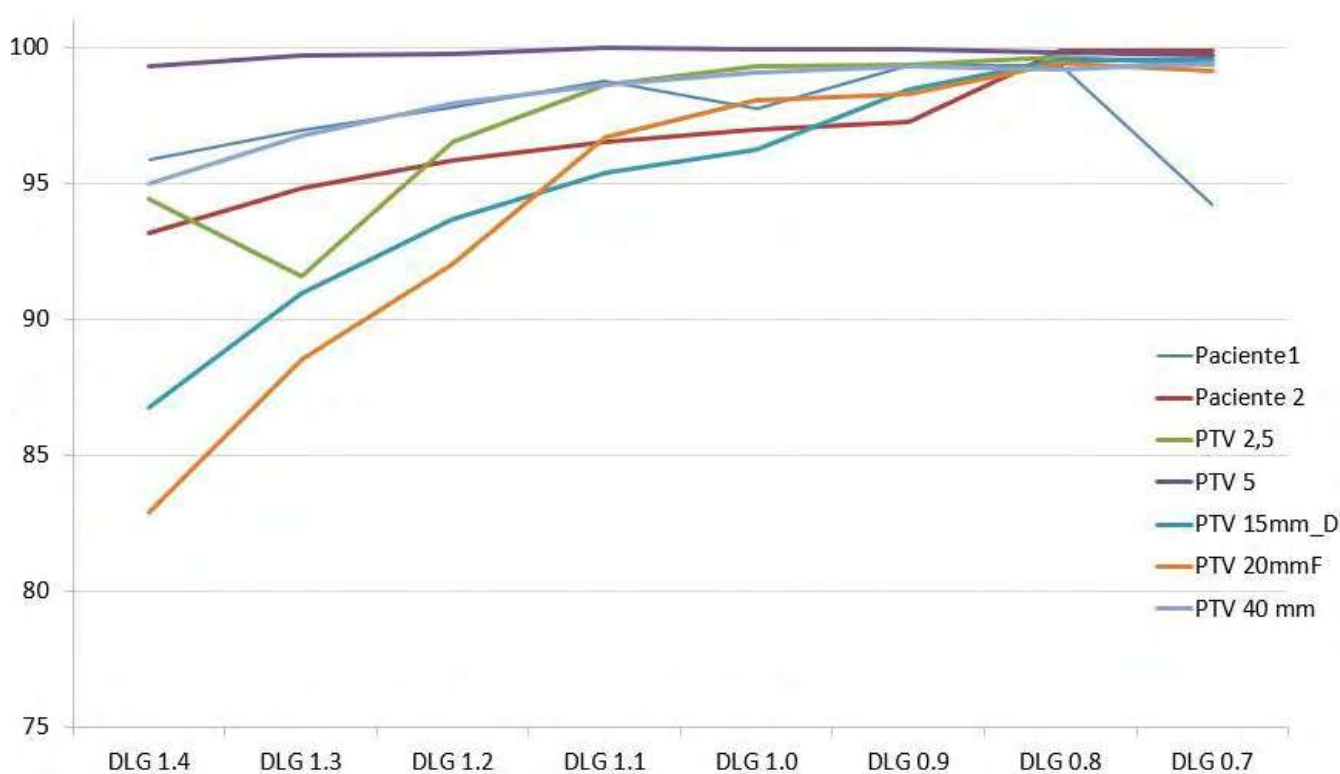


Grafico 1. Porcentaje de puntos que pasan el criterio 2% de dosis y 1mm de distancia con más de un 10% de la dosis máxima.



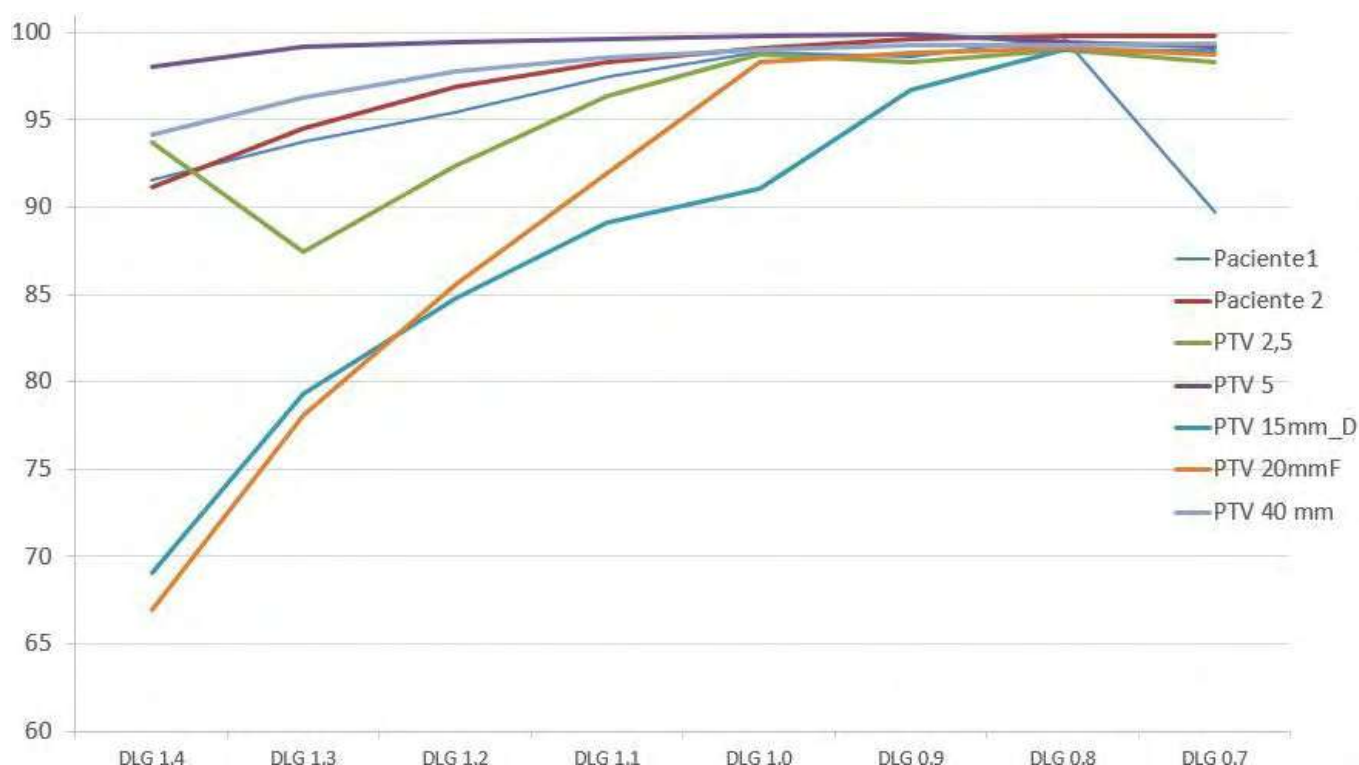


Gráfico 1. Porcentaje de puntos que pasan el criterio 2% de dosis y 1mm de distancia con más de un 30% de la dosis máxima.

Todos los planes con dlG entre 1,1 y 0,7 analizados superaron con más de un 95% de puntos analizados el criterio 2%, 1 mm y 10% de límite inferior. Los planes con dlG entre 0,9 y 0,8 superaron el criterio 2%, 1 mm y 30% límite inferior, criterio más sensible a cambios en las dosis máximas. El máximo de la curva en ambos casos se encuentra con un dlG 0,8.

Los planes con mayores complejidades (mayores UM, interdigitación del MLC, etc) son los que más se aprecia el cambio del valor del DLG. Además de por posibles implicaciones clínicas, aumento de la UM del tratamiento y radiación dispersa etc... el dlG también añade una posible fuente de errores, por lo que debería tratarse de emplear campos lo más simples posibles compatibles con la calidad de la dosimetría.

Se debe verificar por otros medios también el valor óptimo de dlG, ya que en la rutina diaria la película radiocrómica no se empleará y por comparar los resultados.

## IRRADIACIÓN DE PIEL TOTAL CON ELECTRONES EN DOS ACELERADORES DEL MISMO MODELO

Rodríguez Romero, R. (1); Pinto Monedero, M. (1); López Romero, A. (1); Montes Uruén, A. (1); Alejo Luque, L. (1); Martínez Ortega, J. (1); Torres López, M. (1); González González, V. (1); Liñán Rodríguez, P. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

PALABRAS CLAVE: IRRADIACIÓN TOTAL DE PIEL, TSET, ACELERADORES GEMELOS, BEAM-MATCHING, ADVANCED-MARKUS

### INTRODUCCIÓN

Con motivo del cierre de la unidad de tratamiento utilizada para tratamientos de irradiación total piel con electrones (TSET) en nuestro centro, ha sido necesario caracterizar otro equipo del mismo modelo para dicha técnica. Ambos aceleradores se ajustaron para ser equivalentes o gemelos (*beam-matching*) exclusivamente para haces de fotones, por lo que a priori no cabría esperar un alto grado de coincidencia en haces de electrones.

El objetivo de este trabajo es analizar y comparar los resultados obtenidos en la puesta en marcha de la TSET en dos equipos de igual marca y fabricante sin *beam-matching* para el haz utilizado.



## MATERIAL Y MÉTODO

Se caracterizó el haz de energía nominal 6MeV de alta tasa (modo HDTSe, 888UM/min) con tamaño de campo ( $36 \times 36 \text{ cm}^2$ ) de dos aceleradores Varian Clinac21EX, con números de serie correlativos en 2011 y 2022, para implantar la técnica de Stanford.

Se realizaron medidas en agua sólida RMI-457 con cámaras plano-parallel de PTW Advanced-Markus y Roos, situadas a una distancia fuente-detector 400cm, empleando una pantalla dispersora de 8mm de PMMA a 20cm de la superficie. Se obtuvieron experimentalmente: el ángulo óptimo para obtener el haz dual, el rendimiento en profundidad (PDD) del haz perpendicular y dual, perfiles laterales y longitudinales (para determinar el campo útil del haz dual), y la dosis absorbida del haz perpendicular y dual (para establecer el coeficiente cGy/UM).

La FIGURA 1 muestra el montaje utilizado.



Figura 1. Montaje experimental utilizado para la puesta en marcha de TSET

Asimismo, se determinó la contribución de las 6 incidencias a partir de las distribuciones de dosis axiales obtenidas para el maniquí antropomórfico Rando Alderson, mediante dosimetría de película radiocrómicas EBT2 y EBT3.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN



La FIGURA 2 resume los principales parámetros que caracterizan el haz de TSET para ambos aceleradores.

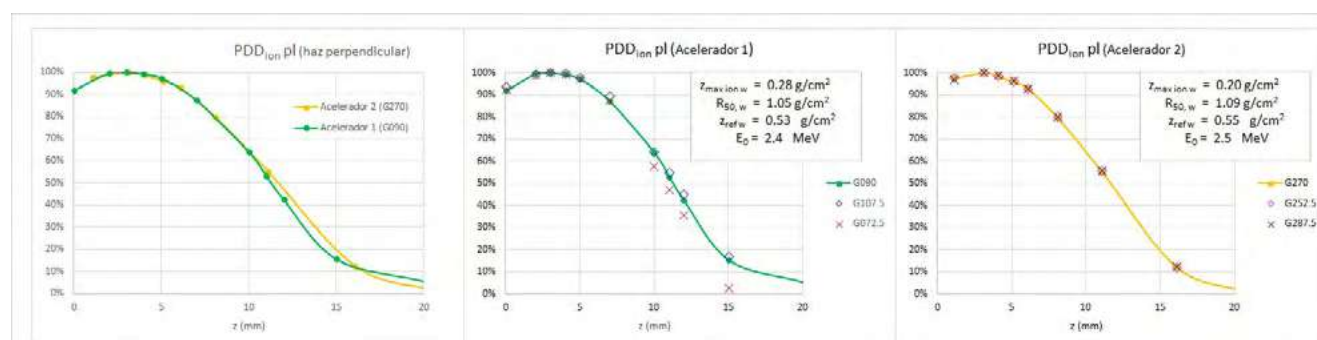


Figura 2. Rendimientos en profundidad obtenidos para haz perpendicular y dual en ambos aceleradores

El último acelerador caracterizado (acelerador 2) coincide con el primero (acelerador 1), en el valor del ángulo requerido para el haz dual (17.5°), equivalencia dosis/UM (0.153cGy/UM), y PDD hasta 10mm de profundidad. En base a estos datos, el parámetro  $R_{50}$  es 0.4mm superior al obtenido para el acelerador 1, es decir, 0.1MeV más energético en superficie.

Se observa peor ajuste entre el PDD del haz perpendicular y dual para el acelerador 1, especialmente para la angulación 72.5°. Cabe reseñar que los PDDs se midieron con cámara Advanced-Markus en el acelerador 1 y Roos en el 2, pudiendo deberse estas discrepancias a diferencias de diseño y/o comportamiento anómalo de la cámara Advanced-Markus en condiciones de no-referencia (haz extenso, degradado y sin colimar). Pearce *et al.* refieren variaciones del efecto polaridad de 5% para 4MeV nominales (comparable a 6MeV nominales dispersados con 8mm de PMMA), dependiendo de la distribución angular de la radiación incidente, la profundidad de medida y el tamaño de campo.

Las dimensiones del campo tratamiento útil también fueron similares (60x190cm<sup>2</sup>), así como las distribuciones dosimétricas axiales.

## CONCLUSIONES

La gran similitud observada entre ambos aceleradores ha permitido la rápida implantación de la técnica TSET en el último equipo, limitándose las medidas de puesta en marcha a validar la equivalencia entre ambos.

## REFERENCIAS

- AAPM REPORT NO. 23. TOTAL SKIN ELECTRON THERAPY: TECHNIQUE AND DOSIMETRY. NEW YORK: AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS, 1987
- PIOTROWSKI ET AL. TOTAL SKIN ELECTRON IRRADIATION TECHNIQUES: A REVIEW. POSTEP DERM ALERGOL 2013; 1: 50-55
- PEARCE ET AL. THE CHARACTERIZATION OF THE ADVANCED MARKUS IONIZATION CHAMBER FOR USE IN REFERENCE ELECTRON DOSIMETRY IN THE UK. PHYS MED BIOL 2006; 51: 473-483
- SJÖSTRÖM ET AL. A BEAM-MATCHING CONCEPT FOR MEDICAL LINEAR ACCELERATORS. ACTA ONCOLOGICA 2009; 48: 192-200

# OPTIMIZACIÓN DEL VALOR DE DLG EN HACES DE 6FFF EN TRUEBEAM HD120 EN PLANES VERIFICADOS CON CÁMARA DE IONIZACIÓN

Simon, R. (1); Botella Faus, P. (2); Roch, M. (1); Chamorro, P. (1); Castro, P. (1); Honorato, S. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa, (2) Hospital Universitario 12 de Octubre

## INTRODUCCIÓN

La caracterización dosimétrica del colimador multiláminas (MLC) en el planificador Eclipse se realiza mediante dos parámetros: el factor de transmisión y el dynamic leaf gap (dlg). Estos dependen entre otros factores, de la energía y del modelo del MLC. El factor de transmisión es el promedio de la relación entre la dosis medida de un campo abierto de 10x10 cm y la dosis medida bajo cada bancada. Para calcular el dlg, Varian suministra 7 campos dinámicos consistentes en un gap de entre 2 y 20mm de ancho que se mueve a velocidad constante desde -60 mm a 60 mm dando una fluencia uniforme de tamaño 10x10 cm. Representando el tamaño de gap frente a la dosis medida nos da una recta, la cual, extrapolándola para un valor de dosis 0 corresponde con un valor negativo de tamaño de gap, lo cual es el valor del dlg. Este resultado se debe introducir en el planificador y verificar si concuerda



bien con planes clínicos. La contribución del dlG a la dosis de un plan de tratamiento es más importante cuanto más complejo es este y más pequeño es el campo, es por ello que es necesario optimizarlo para la energía de 6FFF que es la que se emplea normalmente en este tipo de tratamientos.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se crearon planes sobre objetivos de diferentes tamaños y con complejidades variables, los cuales fueron calculados con valores de dlG desde 0,7 a 1,4 en incrementos de 0,1. Estos planes se midieron en el isocentro con una cámara PinPoint 3D TM31022 (PTWDosimetry) sobre el maniquí de SRS Stereophan y se analizó la diferencia entre la dosis medida y la calculada por el planificador sobre el volumen sensible de la cámara.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

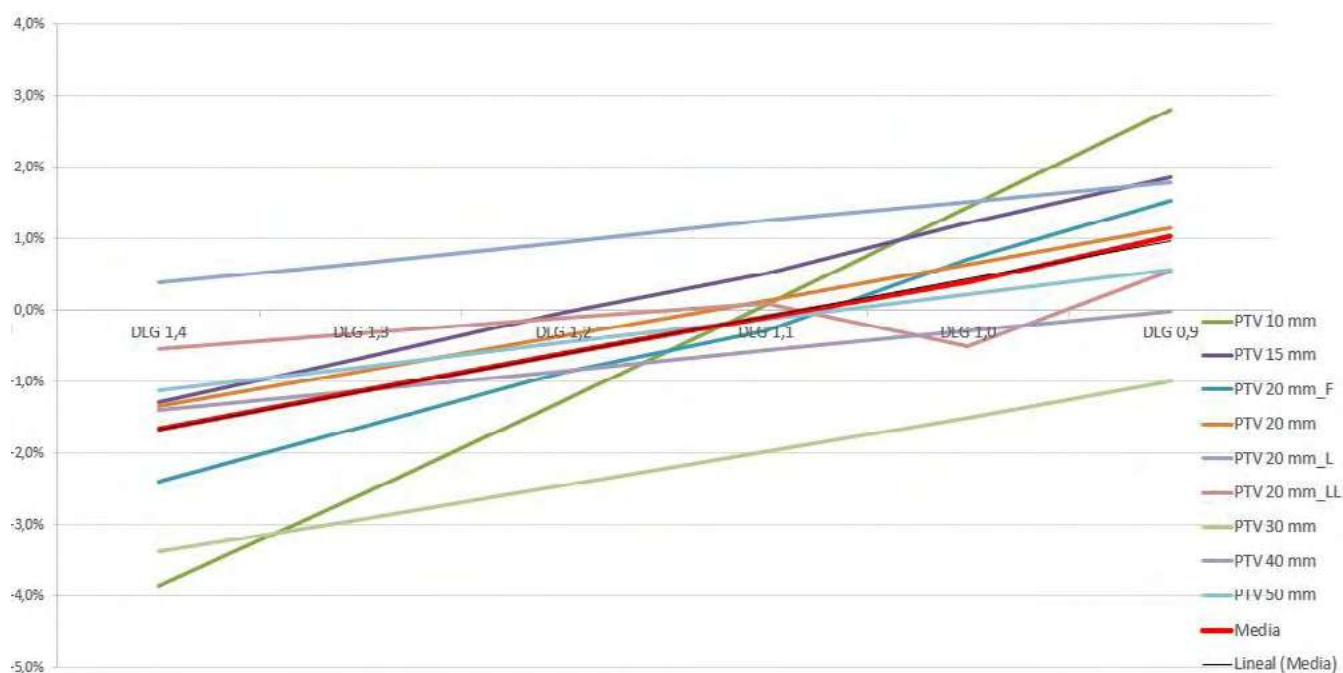


Grafico 1. Diferencia en porcentaje entre el valor de dosis absorbida medida con cámara de ionización PinPoint y la dosis absorbida calculada por el planificador

Se obtienen diferencias para todos los planes menores del 2 % con valores de dlG comprendidos entre 1,1 y 0,9 para la mayoría de los planes, y el valor de dlG que correspondería con un error de 0% de la media de estos es de 1,1.

Los planes con mayores complejidades (mayores UM, interdigitación del MLC, etc) son los que más se aprecia el cambio del valor del DLG. Además de por posibles implicaciones clínicas, aumento de la UM del tratamiento y radiación dispersa etc... el dlG también añade una posible fuente de errores, por lo que debería tratarse de emplear campos lo más simples posibles compatibles con la calidad de la dosimetría.

Se debe verificar por otros medios también el valor óptimo de dlG, ya que en la rutina diaria la cámara de ionización no se empleará y por comparar los resultados.

## DISEÑO DE APLICADOR PARA LA MEDIDA DE CAMPOS PEQUEÑOS EN CUBA MP3 PTW CON UNA IMPRESORA 3D

Montes Uruén, A. (1); Sanchez Rubio, P. (1); González González, V. (1); López Romero, A. (1); Colado Tornero, J. L. (1); Martínez Ortega, J. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro

PALABRAS CLAVE: IMPRESION3D EBT3 CAMPOS PEQUEÑOS

### INTRODUCCIÓN

Una de las medidas fundamentales para el comisionado y modelado de un acelerador lineal son los factores de campo (output factors, OF). La medida de dichos factores es especialmente crítica para tamaños de campos pequeños como los empleados en las técnicas de SRS y SBRT, por lo que los protocolos internacionales, como la guía IAEA TRS-483, recomiendan su medida empleando distintos tipos de detectores. La película radiocrómica EBT3 se perfila como un detector adecuado para este tipo de medidas, debido a su alta resolución espacial y su baja dependencia con la energía. Sin embargo, su uso en agua es tedioso debido a la dificultad y falta de reproducibilidad que presenta su posicionamiento.

El objetivo de este trabajo es presentar el diseño de un soporte de película, realizado mediante impresión 3D, compatible con el sistema TRUFIX de la cuba de agua MP3 de PTW, que permita un posicionamiento preciso de la película en agua.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se midieron las dimensiones del soporte donde se colocan los aplicadores en el brazo móvil de la cuba MP3 de PTW. Utilizando un programa de diseño 3D FreeCAD 0.20.0, se modela el aplicador para que la película quede situada en el punto de medición (FIGURA 1). Posteriormente, se generó el fichero gcode mediante Ultimaker Cura 4.13 y se imprimió en una impresora 3D FDM ABAX PRi5 usando PLA y una boquilla de 0.4mm de diámetro.

### RESULTADOS Y CONCLUSIONES

La FIGURA 2 muestra el diseño del aplicador y cómo la película, situada dentro del soporte, se posiciona perpendicularmente al haz de irradiación para evitar deformaciones en su superficie. Además, resulta compatible con el sistema PTW TRUFIX, que permite que las películas se coloquen con precisión y reproducibilidad.

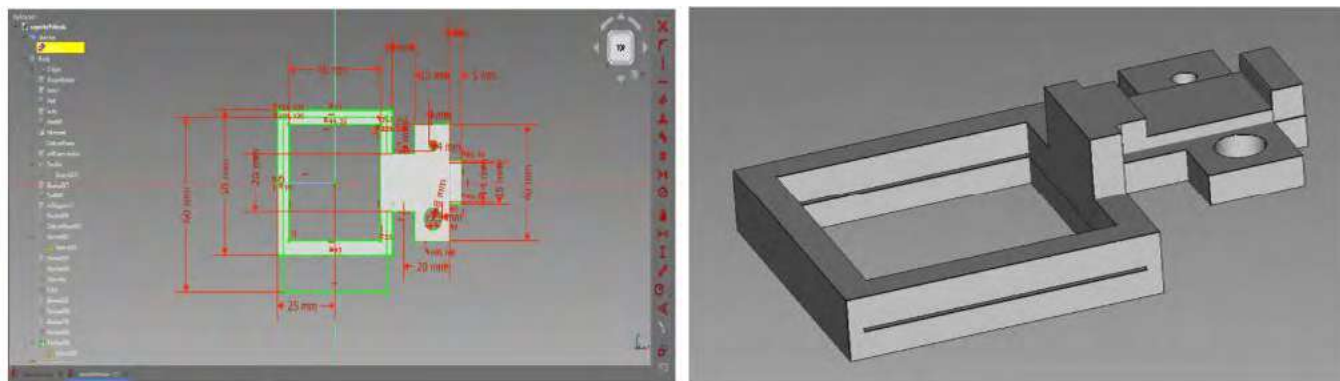


FIGURA 1: Proceso de diseño de la pieza en FreeCad

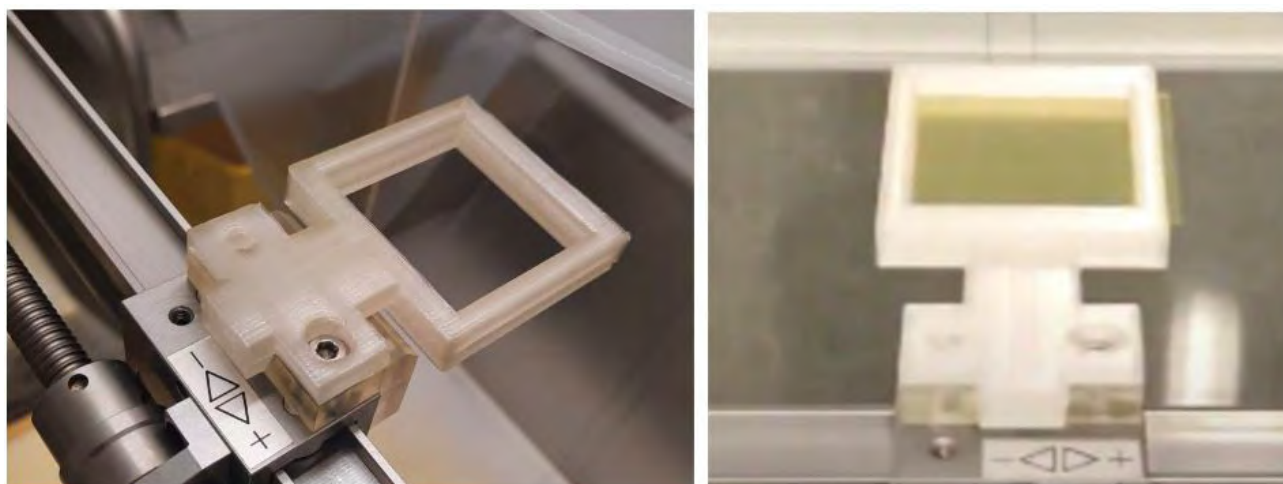


FIGURA 2: Pieza impresa y posicionada en la cuba.

## OPTIMIZACIÓN DEL VALOR DE DLG EN HACES DE 6FFF EN TRUEBEAM HD120 EN PLANES VERIFICADOS CON SRS MAPCHECK

Simon, R. (1); Botella, P. (2); Roch, M. (1); Chamorro, P. (1); Castro, P. (1); Honorato, S. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa, (2) Hospital Universitario 12 de Octubre

### INTRODUCCIÓN

La caracterización dosimétrica del colimador multiláminas (MLC) en el planificador Eclipse se realiza mediante dos parámetros: el factor de transmisión y el dynamic leaf gap (dlg). Éstos dependen entre otros factores, de la energía y del modelo del MLC. El factor de transmisión es el promedio de la relación entre la dosis medida de un campo abierto de 10x10 cm y la dosis medida bajo cada bancada. Para calcular el dlq, Varian suministra 7 campos dinámicos consistentes en un gap de entre 2 y 20mm de ancho que se mueve a velocidad constante desde -60 mm a 60 mm dando una fluencia uniforme de tamaño 10x10 cm. Representando el tamaño de gap frente a la dosis medida nos da una recta, la cual, extrapolándola para un valor de dosis 0 corresponde con un valor negativo de tamaño de gap, lo cual es el valor del dlq. Este resultado se debe introducir en el planificador y verificar si concuerda bien con planes clínicos. La contribución del dlq a la dosis de un plan de tratamiento es más importante cuanto más complejo es este y más pequeño es el campo, es por ello que es necesario optimizarlo para la energía de 6FFF que es la que se emplea normalmente en este tipo de tratamientos.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se crearon 14 planes sobre objetivos de diferentes tamaños y con complejidades variables, incluyendo tratamientos descentrados del isocentro, los cuales fueron calculados con valores de dlq desde 1,4 a 0,5 en incrementos de 0,1. Estos planes se midieron sobre el maniquí de diodos SRMapcheck dentro del maniquí StereoPHAN analizando los criterios gamma 3% y 2% de dosis y 1mm de distancia, descartando los puntos que tienen una dosis menor del 10% de la dosis máxima.



## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

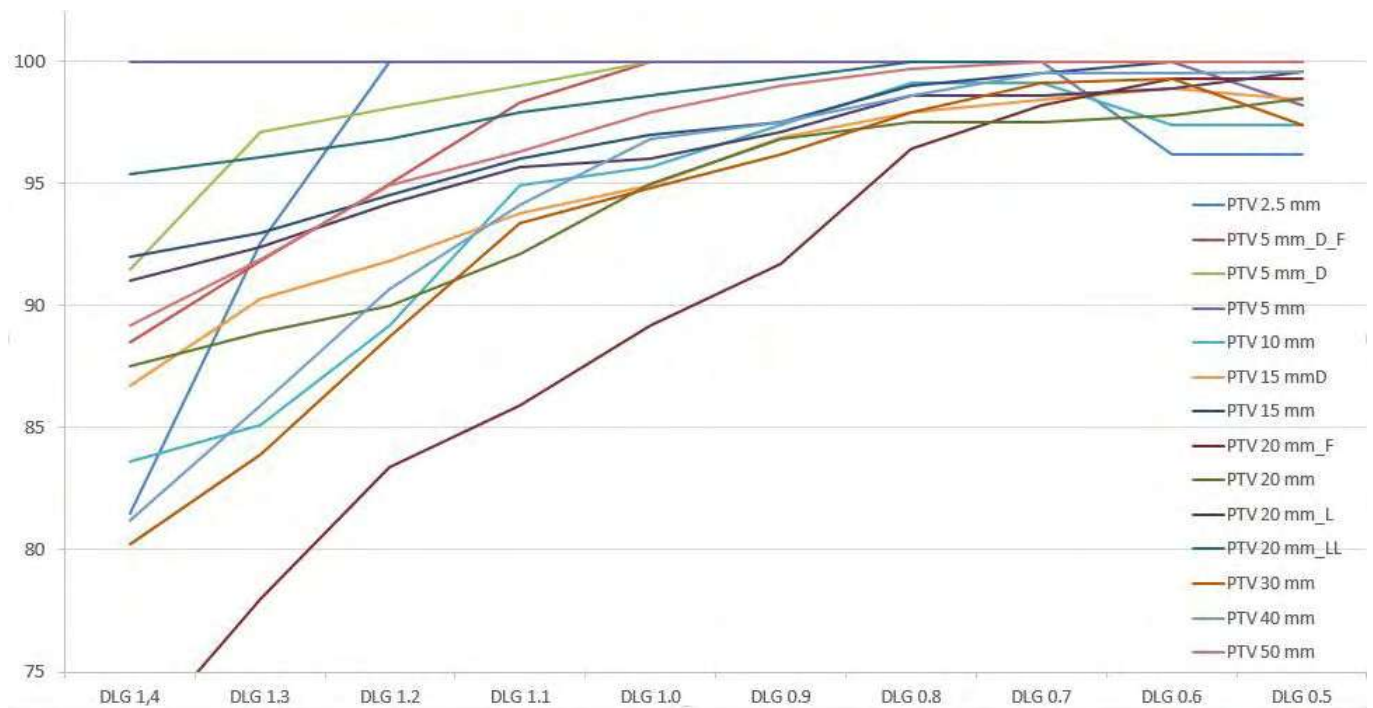


Gráfico 1. Porcentaje de puntos que pasan el criterio 3% de dosis y 1mm de distancia de los planes de tratamiento

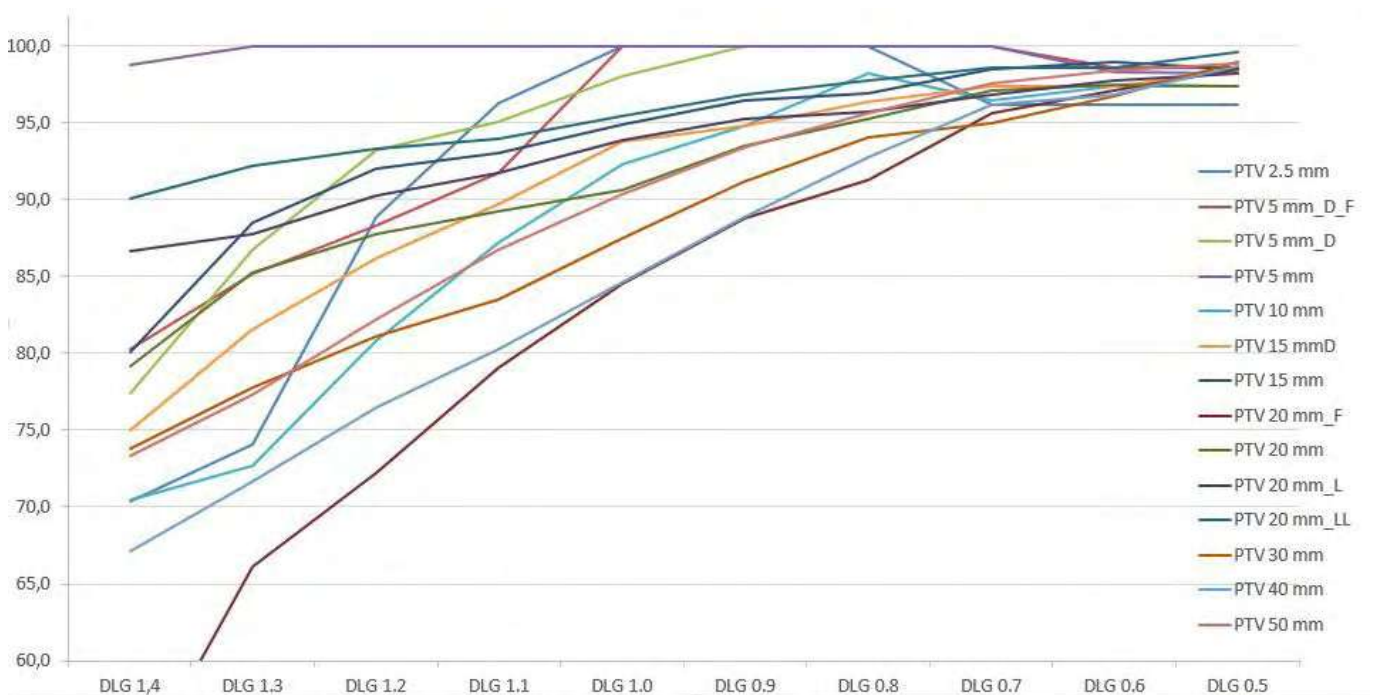


Gráfico 2. Porcentaje de puntos que pasan el criterio 2% de dosis y 1mm de distancia de los planes de tratamiento

Con un dlG entre 1,0 y 0,5 todos los planes cumplen que el 95% de los puntos pasan el criterio 3% 1mm, que es el empleado en nuestro hospital, a excepción de un plan especialmente complejo, que necesitaría un dlG entre 0,8 y 0,5. Un dlG entre 0,7 y 0,5 además cumple que 95% de los puntos pasan el criterio 2% 1mm de todos los planes creados.

Los planes con mayores complejidades (mayores UM, interdigitación, etc) son donde más se aprecia el cambio del valor del dlG. El plan PTV 5mm, el cual no utiliza apenas movimiento de láminas cumpliría, salvo con dlG 1,4 y 2% 1mm, los criterios gamma 3% y 2% 1mm con el 100% de los puntos.





Además de por posibles implicaciones clínicas, aumento de la UM del tratamiento y radiación dispersa etc... el dlq también añade una posible fuente de errores, por lo que debería tratarse de emplear campos lo más simples posibles compatibles con la calidad de la dosimetría.

## HUELLAS DE METILACIÓN DE ADN EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DE LEUCEMIA MIELOIDE AGUDA

Alfonso Perez, G. (1)

(1) Universidad Complutense Madrid

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, LEUCEMIA

### INTRODUCCIÓN

En este trabajo se analiza la huella epigenética del tratamiento de radioterapia y quimioterapia en pacientes con leucemia mieloide aguda (AML). Más específicamente se analiza la huella de metilación CpG de ADN utilizando técnicas de inteligencia artificial (redes neuronales). En este estudio se muestra que las redes neuronales son una técnica eficiente para diferenciar entre pacientes con y sin tratamiento sugiriendo un claro impacto epigenético.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Los datos fueron obtenidos de la base de datos GEO database (GSE212937). La base de datos cuenta con 12 pacientes con edades comprendidas entre 11 y 76 años. Los pacientes incluyen 6 mujeres y 6 hombres. Para cada paciente hay 485.512 datos de metilación (CpG) medida en sangre. Este dato de metilación va del 0 (no metilación) al 1 (metilación total). Estos datos fueron modelados usando el paquete informático Matlab y usando redes neuronales. La red usada consta de 14 neuronas. Se realizó una optimización del número de neuronas artificiales incluidas en el modelo en un rango de 10 a 50 neuronas. Se creó una variable definiendo el estado del paciente con el valor "0" significando que es un paciente sin quimioterapia o radioterapia y un valor "1" significando que el paciente está recibiendo alguno de estos tratamientos.

### RESULTADOS

La precisión media del modelo presentado fue de un 83.3%. Esta precisión se obtuvo controlando la edad y el sexo del paciente. Controlar por la edad y el género del paciente mejoró la precisión del modelo. La base de datos es relativamente pequeña, que es una limitación de este análisis, pero los resultados parecen sugerir que hay un impacto epigenético claro.

### DISCUSIÓN

Los resultados indican que estos tratamientos generan un impacto epigenético cuantificable midiendo los niveles de metilación del ADN en sangre. El modelo sugiere que este impacto es considerable ya que es posible distinguir pacientes con o sin tratamiento con un nivel alto de precisión.

### CONCLUSIONES

Este tipo de análisis es un paso previo en el contexto de medicina de precisión. Mostrando que hay un impacto epigenético claro es un primer paso. La expansión de este trabajo es intentar encontrar huellas de metilación de ADN que puedan ser usadas para recomendar tratamientos (o incluso dosis) usando estas huellas de metilación en pacientes usando modelos de redes neuronales entrenados con casos en los que se sabe el resultado del tratamiento.



## ESTUDIO DE ESTABILIDAD DEL SISTEMA MACHINE PERFORMANCE CHECK EN CONTROL DE CALIDAD DIARIO DEL ACCELERADOR VARIAN VITALBEAM

Ferrer Aparicio, M. (1); González Vízquez, M. (1); Picón García, F. (1); Carrasco Herrera, M. A. (1); Luis Simon, F. J. (1)  
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

PALABRAS CLAVE: VARIACIONES DE UNIFORMIDAD, VARIACIÓN DEL OUTPUT, TENDENCIAS, MACHINE PERFORMANCE CHECK, QUICKCHECK, MATRIX

### INTRODUCCIÓN

En esta investigación se estudia la estabilidad de la herramienta Machine Performance Check (MPC), propia de Varian Medical Systems, a raíz de algunas derivas observadas en los QA diarios de nuestra institución.

En este trabajo nos centraremos en las desviaciones encontradas en el cambio de uniformidad y output del acelerador. Para analizarlas, comparamos los valores obtenidos con el MPC, con medidas obtenidas de forma independiente con los detectores QuickCheck (PTW) y Matrix (IBA).

### MATERIAL Y MÉTODOS

Diariamente se realizan en nuestra institución medidas de constancia dosimétricas y geométricas con sistema MPC. Encontramos derivas en algunos de los parámetros analizados, siendo especialmente llamativo el caso de la uniformidad y el output.

Para determinar la naturaleza de estas tendencias, llevamos a cabo medidas independientes con detector QuickCheck (diarias) y Matrix (mensuales).

Se evalúan los resultados disponibles obtenidos con estos tres sistemas de detección en el acelerador VitalBeam (Varian), con energía de 6MV, desde febrero de 2021 hasta diciembre de 2022.

Se presenta el valor medio y la desviación estadística de la variación en la uniformidad y en la dosis para cada detector. Además, se representan los datos en gráficas de forma que se pueden comparar visualmente las tendencias de cada uno de ellos.

### RESULTADOS

El MPC presenta una variación promedio de cambio de uniformidad de  $0.8 \pm 0.4$  %, mientras que este valor en el caso del QC es de  $1.15 \pm 0.22$  %. Por su parte, el resultado de este parámetro para el detector Matrix en dirección inline es de  $1.173 \pm 0.026$  % y crossline de  $1.05 \pm 0.10$  % (Fig.1).

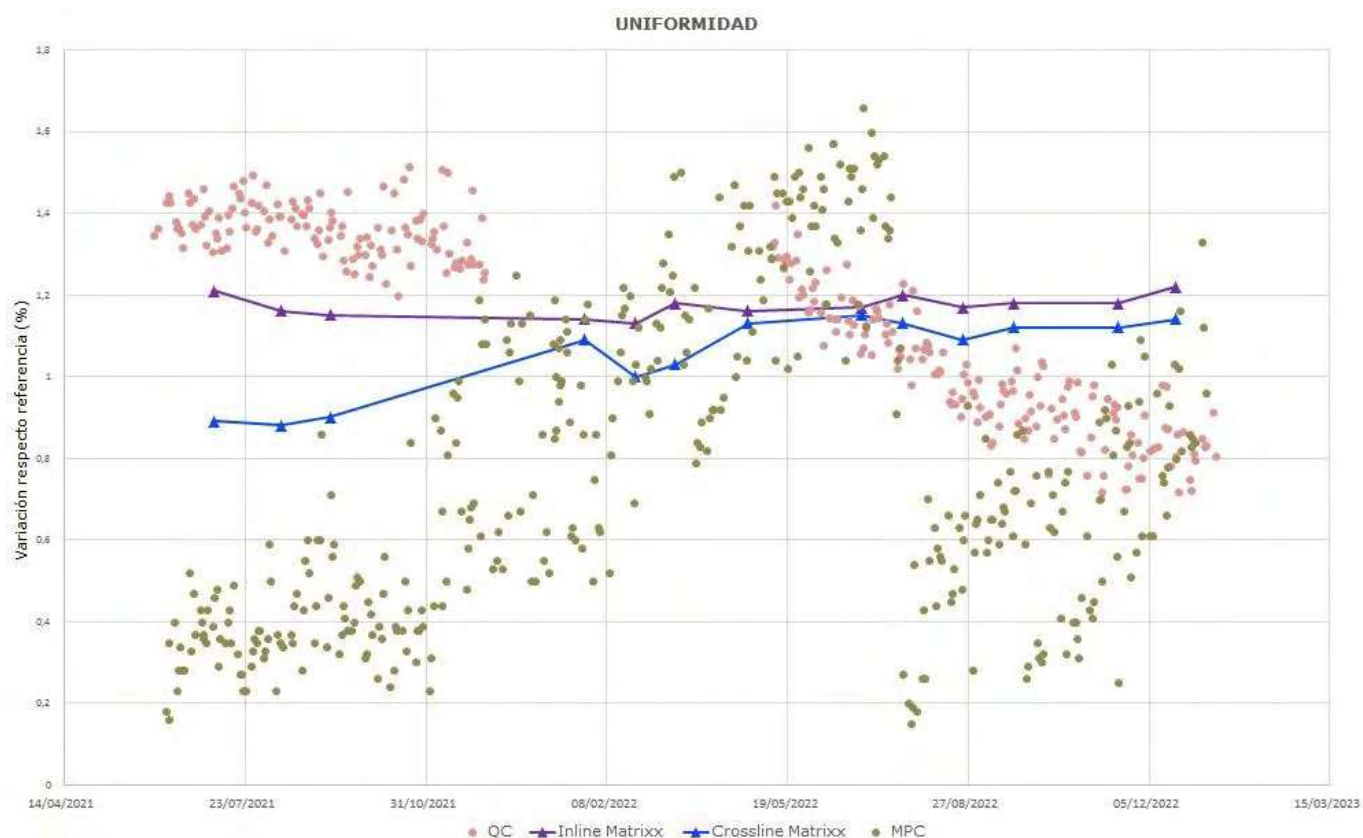


Fig.1 : Variaciones de uniformidad respecto a la referencia para los detectores MPC, QC y Matrixx en el acelerador VitalBeam.

En cuanto a los cambios en la dosis, el MPC presenta un promedio de variación del output de  $100.6 \pm 0.6$  %, el detector QC de  $100.1 \pm 0.7$  % y Matrixx de  $100.4 \pm 0.6$  % (Fig.2).

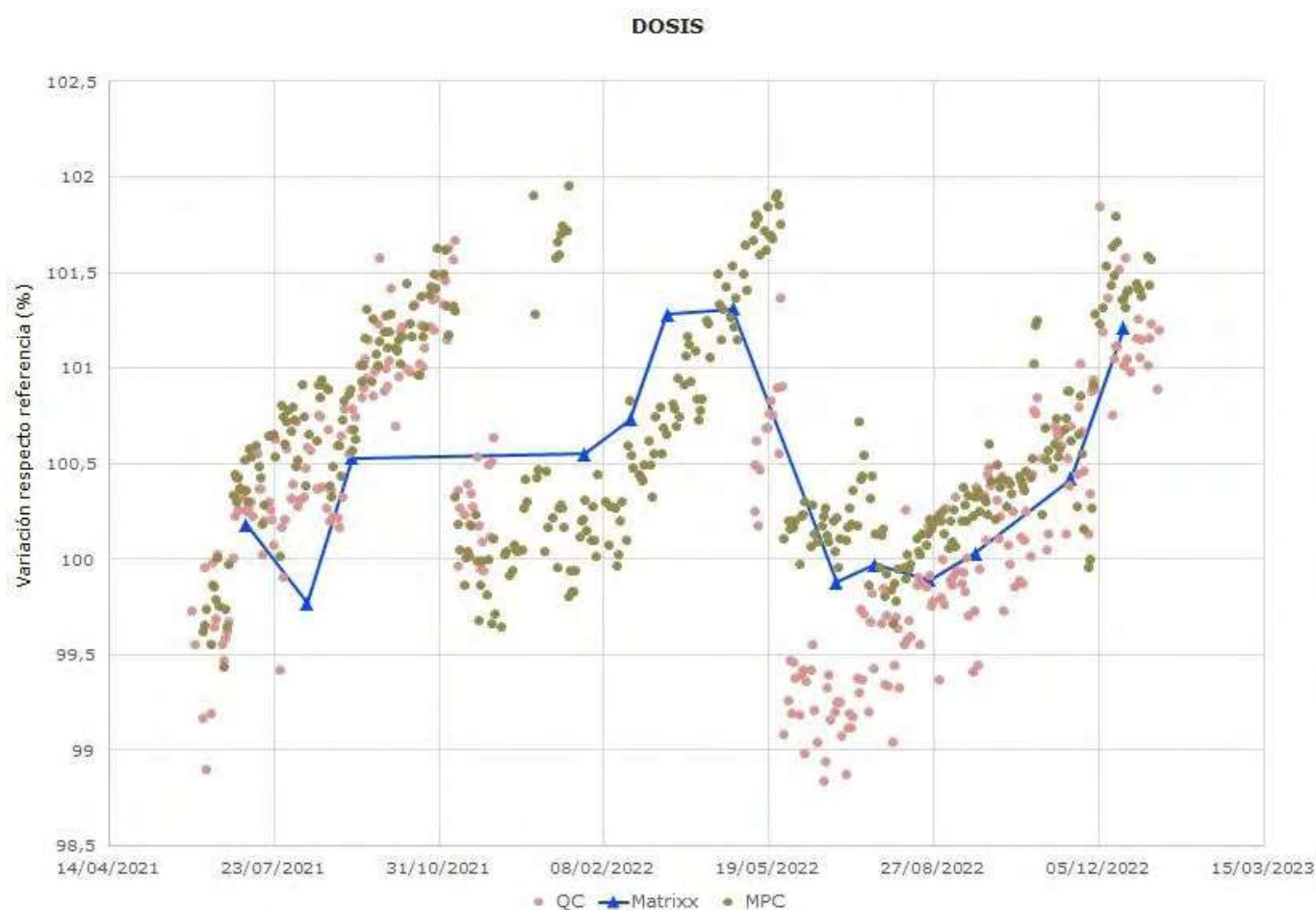


FIG. 2: Variaciones de dosis respecto a la referencia para los detectores MPC, QC y Matrixx en el acelerador VitalBeam.

## DISCUSIÓN

Se analiza el cambio de uniformidad para los distintos detectores y se observan valores constantes tanto para el Matrixx como QC, mientras que los recogidos por el MPC muestran una clara tendencia creciente con el tiempo.

En nuestra institución solucionamos dicha deriva tomando nuevos valores de referencia. Se observa además una dispersión mayor para los datos del MPC que para aquellos recogidos con otros detectores.

En cuanto al cambio en la dosis, se observa una tendencia ascendente para los tres detectores empleados. Es por esto que se infiere que no se trata de una deriva del sistema MPC, sino una tendencia del propio acelerador. Para corregirla, se realizan calibraciones periódicas de la dosis del acelerador, que corresponde en las gráficas con los saltos observados.

## CONCLUSIONES

Verificamos la capacidad del MPC para el control diario de cambios de dosis mientras que detectamos un problema al medir la uniformidad. Se requiere un cambio de referencia periódicamente para dicha herramienta para solventar esta deriva.

# COMPARACIÓN DEL DESPLAZAMIENTO DE LA PROFUNDIDAD DE DOSIS ABSORBIDA MÁXIMA PARA DIFERENTES BOLUS

Fernández Benítez, M. (1); Fernández Romero, J. J. (1); Martín-Viera Cueto, J. A. (1); Navarro Guirado, F. (1); Pérez González, M. A. (1); Casado Villalón, F. J. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

## INTRODUCCIÓN

Cuando se planifica un tratamiento de radioterapia externa para una patología superficial existe un problema de cálculo de dosis en la zona comprendida entre la superficie y el punto de máxima dosis absorbida, debido a la falta de equilibrio electrónico<sup>1</sup>. Para



solucionarlo, se coloca sobre la piel un material (bolus) que acerca a la superficie del paciente el punto de máxima dosis, de forma que se cubra el volumen de tratamiento con la dosis prescrita.

Existen diferentes materiales empleados como bolus: gasas húmedas, materiales termoplásticos, impresiones 3D de ácido poliláctico (PLA) con diferentes densidades de mallado o materiales comerciales específicos como los bolus Radon o eXaSkin<sup>2</sup>. En este trabajo se estudian, comparan y evalúan las ventajas y desventajas de dichos bolus con el objetivo de elegir el más adecuado.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza una TC a un maniquí de agua sólida sin y con cada uno de los bolus mencionados sobre él para, posteriormente, estudiar sus densidades y espesores en un planificador PCRT de Técnicas Radiofísicas. Además, se estudian los rendimientos en profundidad de un haz de fotones de 6 MV, 20x20 cm<sup>2</sup> y 100 UM perpendicular a la superficie para cada uno de los casos analizados, calculados con el algoritmo de Clarkson y una retícula de 3 mm x 1 mm x 3 mm.

## RESULTADOS

La FIGURA 1 muestra los datos obtenidos del planificador para las densidades y espesores de cada uno de los bolus bajo estudio.

| Bolus             | Densidad (g/cm <sup>3</sup> ) | Espesor (mm) |
|-------------------|-------------------------------|--------------|
| Bolus Radon       | 0.97 ± 0.41%                  | 10           |
| Bolus eXaSkin     | 1.4 ± 1.4%                    | 4            |
| Gasas húmedas     | 0.42 ± 12%                    | 8            |
| Impresión 3D 100% | 1.1 ± 1.9%                    | 10           |
| Impresión 3D 75%  | 0.78 ± 2.6%                   | 10           |
| Impresión 3D 50%  | 0.51 ± 3.3%                   | 10           |

FIGURA 1. Densidades con su desviación y espesores de los bolus estudiados.

En la FIGURA 1 se representan los rendimientos en profundidad del haz de fotones de 6 MV sobre cada uno de ellos. Se observa como la impresión 3D con densidad de mallado del 100% y el bolus Radon son los que más acercan a la superficie el punto de máxima dosis absorbida.

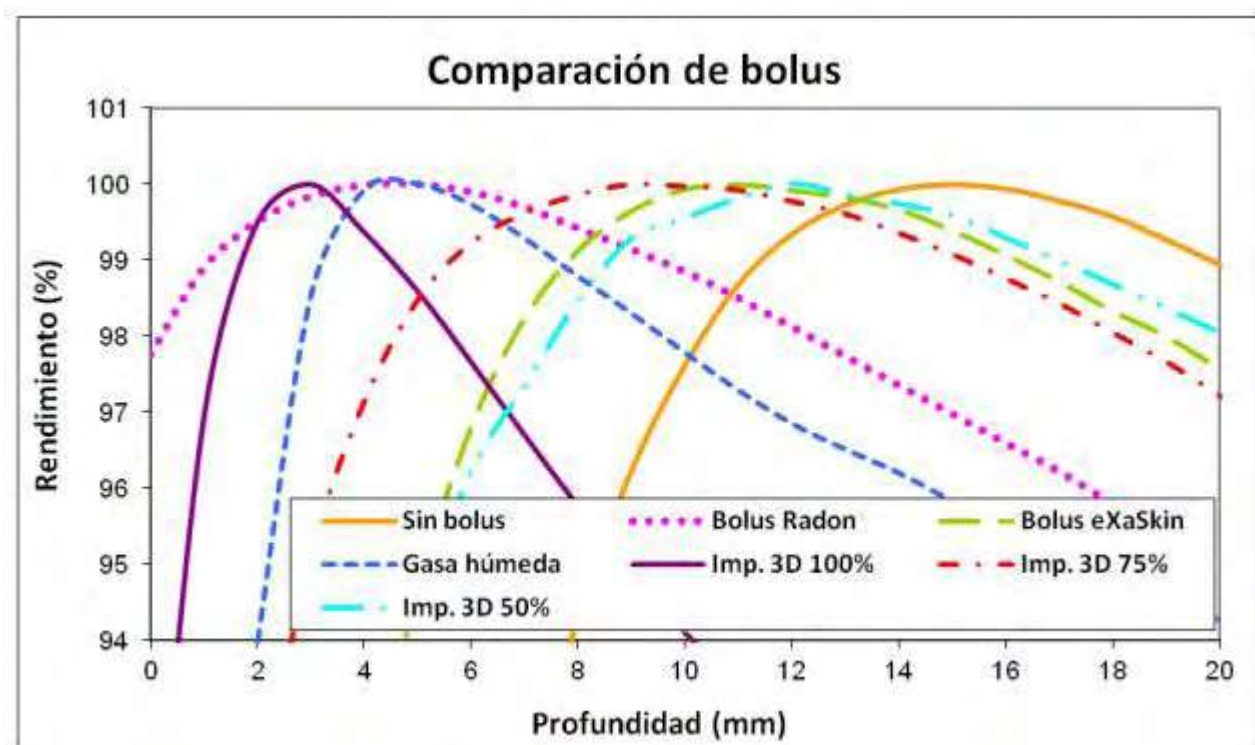


FIGURA 2. Rendimientos en profundidad para cada uno de los bolus estudiados.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Las curvas del rendimiento en profundidad muestran que el desplazamiento en profundidad del punto de máxima dosis absorbida varía, como podía preverse, en función de la densidad y el espesor del material; a mayor densidad y espesor, mayor desplazamiento.

Es llamativo el resultado obtenido para las gasas húmedas, ya que su densidad es la menor de todos los materiales empleados y su desplazamiento el cuarto mayor. Esto puede deberse a artefactos de cálculo a causa de la heterogeneidad de su composición, como muestra la elevada desviación de su densidad, y del algoritmo de cálculo empleado.

Sin embargo, a la hora de realizar la elección entre los diferentes bolus estudiados para un tratamiento, no solo deberían tenerse en cuenta los resultados aquí mostrados sino otras características como la homogeneidad en su composición, uniformidad de espesor, adaptación a la superficie o fijación. En vista de todas estas, se consideran las impresiones 3D los bolus con mayor número de ventajas, aunque condicionados por su disponibilidad.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> SERRETA, B. (2016) FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA-VOL. 3. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

<sup>2</sup> ANATGE (ANATOMICAL GEOMETRY). (2018) EXASKIN CATALOGUE

# ESTABLECIMIENTO DE LÍMITES EN LA CALIDAD DEL HAZ PARA UN VERIFICADOR DIARIO

Ruiz García, E. (1); Zapata Jiménez, J. C. (1)

(1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

PALABRAS CLAVE: LÍMITES, CONTROL, ACCIÓN, ENERGÍA.

## INTRODUCCIÓN

En este trabajo se analizará la desviación en la calidad del haz del acelerador TRUEBEAM de Varian medida con el detector DAILYQA3 de SunNuclear, basada en variaciones de la planitud del haz<sup>2</sup>. Para esta desviación utilizamos una tolerancia del 3%, aunque este valor no está obtenido como recomendación de ningún organismo o sociedad científica.





El objetivo del análisis será establecer unos límites de control y de acción para este parámetro con datos desde marzo de 2021 hasta enero 2023, a fin de implementarlos como niveles de aviso y acción más sólidos en los controles de calidad del acelerador.

## MÉTODOS

El análisis se divide en dos:

### - Límites de control (CL):

Consisten en el cálculo de una media y un rango móvil<sup>6</sup> de los diferentes subgrupos de tamaño  $n$  en los que se dividirá el histórico de datos. Para este trabajo se ha escogido un tamaño de  $n = 2$ .

El cálculo se realiza escogiendo un intervalo de estos subgrupos para los que se observe cierta estabilidad, definida en el rango de puntos donde no más de 8 seguidos estén por encima o por debajo del promedio de los mismos. Los CL se obtienen como:

$$UCL = \overline{\overline{x}} + 3 \sqrt{\frac{\overline{Rd_2}}{n}} \quad CL = \overline{\overline{x}} \quad LCL = \overline{\overline{x}} - 3 \sqrt{\frac{\overline{Rd_2}}{n}}$$

Donde  $\overline{\overline{x}}$  y  $\overline{R}$  son las medias del intervalo de medias y rangos móviles y  $d_2 = 1,128^7$

### - Límites de acción (AL):

Siempre que se observe estabilidad en los datos, podemos obtener los límites de acción como<sup>8</sup>:

$$UAL - LAL = C_{pm} A / \sqrt{\sigma^2 + (\overline{X} - T)^2}$$

Donde:

-  $C_{pm}$  es una constante para la que utilizamos un valor de 1.33.

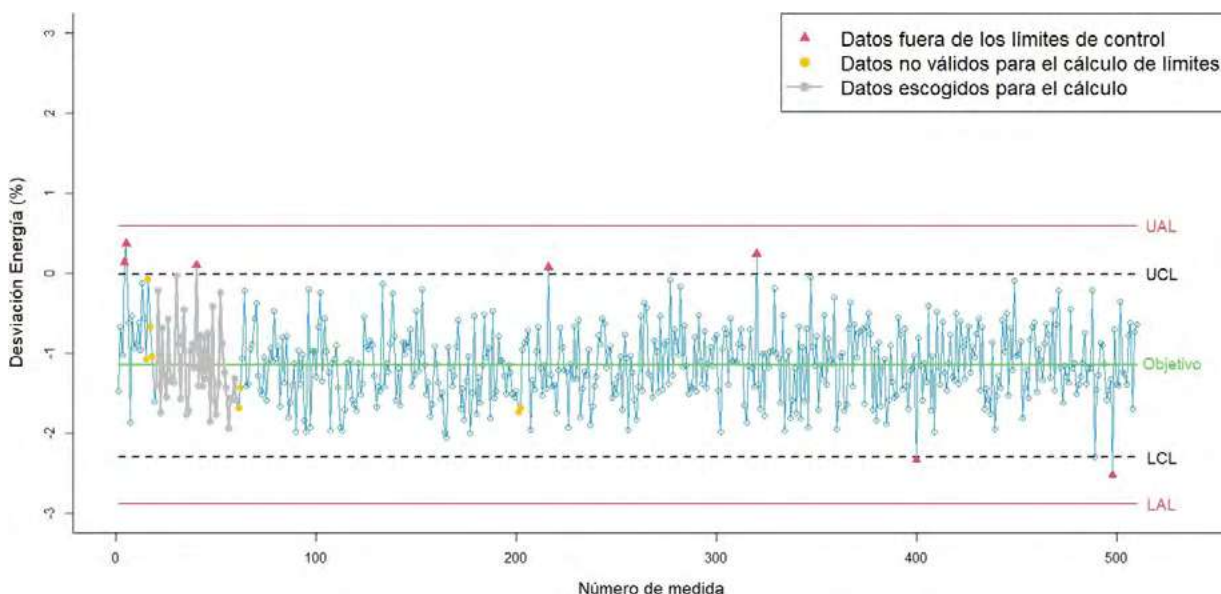
A es una constante arbitraria que describe el nivel deseado de calidad.

-  $\overline{X}$  es la media del intervalo de datos escogidos.

T es el objetivo del proceso para el cual utilizamos el promedio de todos los datos.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los límites calculados para 6MV con A=6 se representan en el siguiente gráfico. Un pequeño número de puntos aislados sobrepasan los CL pero no se observa ninguna deriva de puntos fuera de ellos, por lo que se puede afirmar que el sistema está dentro de control.





Para la elección de A se ha tenido en cuenta cuál era su valor más óptimo (ver Tabla). Para A=3 encontramos que los LC no están dentro de los AL, por lo que no es válida. Con respecto A=4 sí se cumple esta condición; sin embargo, debemos de ser coherentes con el margen entre los LC y AL: no podemos decir que un sistema está dentro de control y que, sin una diferencia significativa, salga de los AL y requiera tomar acciones. Lo mismo ocurre con A=5, por ello, se ha elegido A=6 la cual hace que la diferencia sea significativa con respecto a los LC.

| Energía | Intervalo N | Límites de control |       | Objetivo $\pm$ Límites de acción |                  |                  |                  |
|---------|-------------|--------------------|-------|----------------------------------|------------------|------------------|------------------|
|         |             | UCL                | LCL   | A=3                              | A=4              | A=5              | A=6              |
| 6MV     | [20,60]     | -0.06              | -2.3  | -1,14 $\pm$ 1,04                 | -1,14 $\pm$ 1,39 | -1,14 $\pm$ 1,74 | -1,14 $\pm$ 2,08 |
| 10MV    | [40,80]     | 0.78               | -1.28 | -0.12 $\pm$ 1.05                 | -0.12 $\pm$ 1.40 | -0.12 $\pm$ 1.74 | -0.12 $\pm$ 2.09 |

## CONCLUSIÓN

Estos límites son específicos para cada sistema acelerador-DQA3. Se observa una gran similitud entre los AL de las dos energías, por lo que sería interesante comprobarlo para más.

Por último, parece adecuado implementar estos límites como niveles de aviso (LC) y acción (AL), de modo que por encima del segundo se puede afirmar que la calidad del haz ha cambiado (independientemente de su repercusión clínica).

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> "A METHOD OF SETTING LIMITS FOR THE PURPOSE OF QUALITY ASSURANCE" TAWEEP SANGHANGTHUM<sup>1,2</sup>, SIVALEE SURIYAPEE<sup>2</sup>, GWE-YA KIM<sup>3</sup> AND TODD PAWLICKI<sup>3</sup>. PHYS. MED. BIOL. 58 (2013) 7025–7037
- <sup>2</sup> "X-ENERGY CHECK IN DQA3" JIE SHI. DECEMBER, 2, 2020
- <sup>3</sup> "DAILY QA<sup>TM</sup> 3 REFERENCE GUIDE" SUNNUCLEAR CORPORATION.
- <sup>4</sup> "MONITORING DAILY QA 3 CONSTANCY FOR ROUTINE QUALITY ASSURANCE ON LINEAR ACCELERATORS" DIANA BINNY, CRAIG M. LANCASTER, TANYA KAIRN, JAMIE V. TRAPP, SCOTT B. CROWE. OCTOBER 2016
- <sup>5</sup> "RETROSPECTIVE STUDY ON PERFORMANCE OF CONSTANCY CHECK DEVICE IN LINAC BEAM MONITORING USING STATISTICAL PROCESS CONTROL" BIPASHA PAL, ANGSHUMAN PAL, SURESH DAS, SOURA PALIT, PAPAI SARKAR, SUBHAYAN MONDAL, SUMAN MALLIKA, JYOTIRUP GOSWAMI, SAYAN DAS, ARIJIT SENA, MONIDIPA MONDOL
- <sup>6</sup> "STATISTICAL PROCESS CONTROL FOR RADIOTHERAPY QUALITY ASSURANCE" TODD PAWLICKI, MATTHEW WHITAKER, ARTHUR L. BOYER. 22 AUGUST 2015
- <sup>7</sup> "APPLICATION OF STATISTICAL PROCESS CONTROL FOR SETTING ACTION THRESHOLDS AS QUALITY ASSURANCE OF DOSE VERIFICATIONS IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY" PHILIP KIOKO NDONYE, SAMUEL NII ADU TAGOE. INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICAL PHYSICS, CLINICAL ENGINEERING AND RADIATION ONCOLOGY, 2022, 11, 22-35

# MÉTODO PARA EVALUAR EL AJUSTE DE LOS EFECTOS DEL T&G Y DLG EN EL MODELADO DEL MLC EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN

Calvo Carrillo, S. (1); Garcia Romero, A. (1); Barranco López, A. (1); Ortega pardina, P. (1); González Lizarraga, Í. (1); Vera Tena, D. (1); Castán Guerrero, C. (1); Gómez González, N. (1); Jimenez Albericio, J. (1)  
(1) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

PALABRAS CLAVE: TONGUE-AND-GROOVE, DOSIMETRIC LEAF GAP, MLC, MODELADO TPS

## INTRODUCCIÓN

Los efectos del tongue-and-groove (T&G) y el dosimetric leaf gap (DLG) son críticos en el modelado del MLC en los sistemas de planificación de tratamientos(TPS). En este estudio vamos a evaluar el modelado de nuestro MLC en cada acelerador, a partir de los planes tipo test propuestos en la bibliografía[1-4]. Estos planes son un conjunto de arcos dinámicos en los que el MLC hace un barrido con distintos tamaños de gaps entre bancadas y distinta posición de las láminas contiguas para evaluar el efecto T&G



(asynchronous oscillating sweeping gap aOSG). Estos planes son exigentes con la verificación del modelo de MLC y sirven para evaluar su ajuste.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En la actualidad, contamos en nuestro centro con 2 aceleradores TrueBeam con MLC HD120 y planificador Eclipse v15.6, que tratan fundamentalmente con VMAT, por lo que los test aOSG escogidos son para esta técnica. Se midieron las dosis en punto con una cámara de ionización farmer FC65G para cada plan test y se compararon con las calculadas en nuestro TPS.

En nuestro TPS podemos modificar el valor del parámetro DLG, pero no hay ningún parámetro concreto del T&G, que se asigna internamente.

Los planes tipo test se calcularon mediante el algoritmo Acuros v15.6.03 con mallado de cálculo de 1.25mm sobre un maniquí IMRT phantom de láminas de agua sólida. Se registraron dosis medias calculadas en un volumen que simulaba el de la cámara, 22 mm de longitud y 6.2 mm de diámetro. Éstas se compararon con las dosis medidas con la cámara farmer para 21 planes aOSG propuestos en la bibliografía en nuestros dos aceleradores gemelos.

Se dispone también de los tests habituales de Varian que evalúan el posicionamiento del MLC, picket fence estático y dinámico.

## RESULTADOS

Las diferencias de dosis calculadas y medidas para los dos aceleradores y las diferencias entre ambos equipos se muestran a continuación:



Ambas distribuciones pueden considerarse aceptables dada la exigencia de los tests, pero se observa cierta diferencia sistemática entre los dos aceleradores supuestos gemelos. Esto ha sido corroborado en algunas ocasiones por medidas concretas de planes de pacientes.

#### DISCUSIÓN

A partir de los resultados obtenidos podemos concluir que nuestro ajuste del valor del DLG para el modelado del MLC es adecuado en ambos aceleradores, ya que obtenemos unas discrepancias en dosis inferiores al 3.5%. No obstante, se aprecia cierta desviación sistemática entre los resultados de ambos equipos. Los tests picket fence estáticos y dinámicos realizados no arrojan discrepancias significativas, por lo que este efecto está bajo investigación.

Adicionalmente, nos gustaría medir estos planes aOSG con el resto de equipamiento empleado en nuestro centro para verificar los planes de tratamiento: Dolphin, PortalDosimetry y PerFraction. De este modo podríamos evaluar también la sensibilidad y especificidad de nuestras herramientas de verificación de planes de tratamiento.



## CONCLUSIONES

Los planes test propuestos en la bibliografía para facilitar el ajuste y evaluar el modelado del MLC en los sistemas de planificación nos parecen muy adecuados. Permiten además evaluar diferencias entre aceleradores considerados gemelos.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> HERNANDEZ V, VERA-SÁNCHEZ J A, VIEILLEVIGNE L AND SAEZ J 2017 COMMISSIONING OF THE TONGUE-AND-GROOVE MODELLING IN TREATMENT PLANNING SYSTEMS: FROM STATIC FIELDS TO VMAT TREATMENTS PHYS. MED. BIOL. 62 6688–707
- <sup>2</sup> HERNANDEZ V, VERA-SÁNCHEZ J A, VIEILLEVIGNE L, KHAMPHAN C AND SAEZ J 2018 A NEW METHOD FOR MODELLING THE TONGUE-AND-GROOVE IN TREATMENT PLANNING SYSTEMS PHYS. MED. BIOL. 63 245005
- <sup>3</sup> VIEILLEVIGNE L, KHAMPHAN C, SAEZ J AND HERNANDEZ V 2019 ON THE NEED FOR TUNING THE DOSIMETRIC LEAF GAP FOR STEREOTACTIC TREATMENT PLANS IN THE ECLIPSE TREATMENT PLANNING SYSTEM J. APPL. CLIN. MED. PHYS. 20 68–77
- <sup>4</sup> SAEZ J, HERNANDEZ V, GOOSSENS J, DE KERF G AND VERELLEN D 2020 A NOVEL PROCEDURE FOR DETERMINING THE OPTIMAL MLC CONFIGURATION PARAMETERS IN TREATMENT PLANNING SYSTEMS BASED ON MEASUREMENTS WITH A FARMER CHAMBER PHYS. MED. BIOL. 65 155006.

# ESTABLECIMIENTO DE UN PROCEDIMIENTO DE CONTROL DE CALIDAD MEDIANTE EL USO DE EPID

Fernández Romero, J. J. (1); Pérez González, M. A. (1); Fernández Benítez, M. (1); Moral Sánchez, S. C. (1); García Pareja, S. (1); Bodineau Gil, C. (1)

(1) Hospital Regional Universitario de Málaga

## INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 1566/1998, de 17 julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, establece un conjunto de pruebas periódicas a realizar para asegurar el correcto funcionamiento de los aceleradores.

Se pretende sustituir la película radiocrómica por el EPID y automatizar el análisis de las imágenes obtenidas para mejorar la calidad y eficiencia de las siguientes pruebas:

- Centrado del EPID.
- Concordancia campo luminoso–campo irradiado.
- Isocentro de radiación respecto al giro del colimador.
- Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas.

## MATERIALES Y MÉTODO

Se establecen las cuatro pruebas de control de calidad mencionadas en un Clinac-IX (Varian Medical Systems, Palo alto, CA, USA) equipado con un MLC (Millenium 120). Se recogen las imágenes en un EPID as1000.

Todas las pruebas se realizan a una distancia fuente–detector de 150 cm, gantry y colimador 0° y con un campo de referencia de 10x10 cm<sup>2</sup>, salvo que se diga lo contrario.

El análisis de las imágenes se realiza con un software desarrollado a partir de librerías de Pylinac (Python).

### *Centrado del EPID.*

Se coloca una marca radiopaca en la posición del isocentro mecánico de la unidad sobre un par de láminas de PMMA.

Se obtiene así la posición del isocentro mecánico respecto del centro de la imagen. Este punto se tomará como referencia para las demás pruebas.

### *Concordancia campo luminoso–campo irradiado.*

Se prepara el mismo montaje de la prueba anterior, exceptuando la marca radiopaca.

Se obtiene un análisis de varios parámetros del campo irradiado (tamaño de campo, simetría, planitud...) así como una comparación con el campo luminoso (Fig. 1).

#### *Isocentro de radiación respecto al giro del colimador.*

Se prepara un plan de tratamiento con diferentes haces variando el ángulo del colimador cada 30° entre 0° y 150° con apertura de campo 20x1 cm<sup>2</sup>.

El análisis simultáneo de todas las imágenes obtenidas presenta la circunferencia mínima (centro y radio) dentro de la cual queda definido el isocentro de radiación del colimador.

#### *Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas.*

Realizando irradiaciones de bandas adyacentes conformadas con el MLC siguiendo un patrón tipo Picket Fence (2), se obtienen desviaciones relativas y absolutas de las posiciones de las láminas del MLC (Fig. 2). La prueba se repite con diferentes posiciones de gantry para comprobar el efecto de la gravedad sobre el MLC.

Field Size:  
(Tolerance = 2 mm)  
Horizontal: 99.8 mm  
Vertical: 99.0 mm  
Mechanical isocenter (MI) to edge distances:  
(Tolerance 1mm)  
MI -> Top edge: 51.1 mm  
MI -> Bottom edge: 47.9 mm  
MI -> Left edge: 48.8 mm  
MI -> Right edge: 51.0 mm  
Illuminated -> irradiated field concordance:  
(Tolerance = 1.00 mm)  
Top edge deviation: 1.1 mm  
Bottom edge deviation: -2.1 mm  
Left edge deviation: -1.2 mm  
Right edge deviation: 1.0 mm  
(Positive value means that the irradiated  
edge is outside the illuminated field, else it's inside)  
Tolerance: 2%  
Vertical symmetry: 1.065%  
Horizontal symmetry: 1.499%  
Tolerance: 2% difference respect initial reference state  
Vertical flatness: 2.226%  
Horizontal flatness: 2.423%

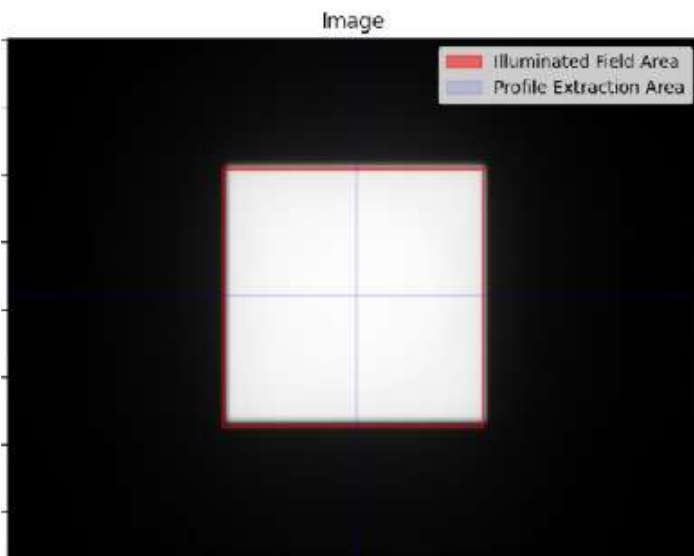
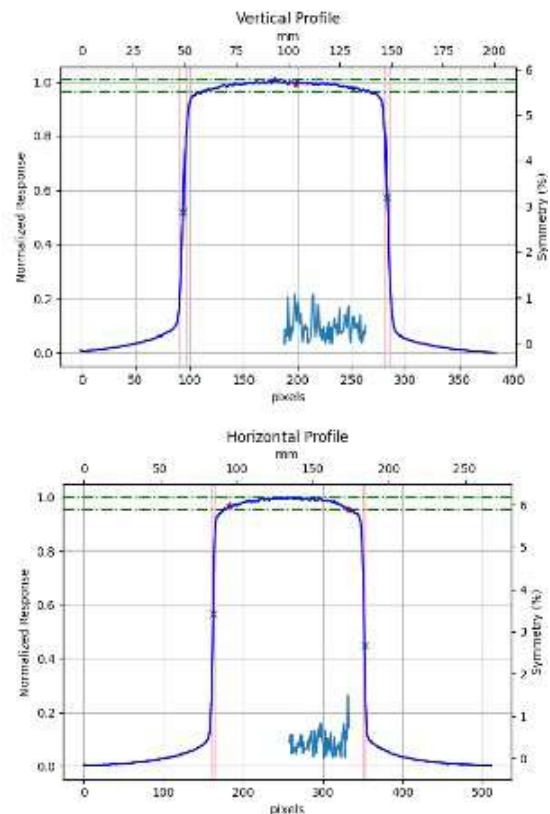


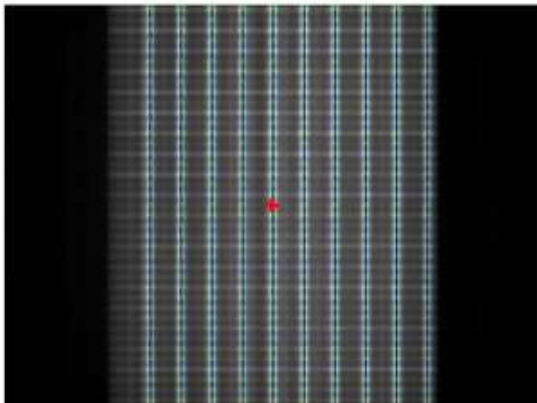
FIG. 1. Campo luminoso-campo irradiado.





### Posición Absoluta

Picket Fence results:  
Magnification factor (SID/SAD): 1.50  
Tolerance (mm): 0.2  
Leaves passing (%): 100.0  
Absolute median error (mm): 0.034  
Mean picket spacing (mm): 15.0  
Maximum error (mm): 0.183 on Picket 0, Leaf [21]  
Gantry Angle: 0.00  
Collimator Angle: 0.00



### Posición Relativa

Picket Fence results:  
Magnification factor (SID/SAD): 1.50  
Tolerance (mm): 1  
Leaves passing (%): 100.0  
Absolute median error (mm): 0.054  
Mean picket spacing (mm): 15.0  
Maximum error (mm): 0.272 on Picket 3, Leaf B43  
Gantry Angle: 0.00  
Collimator Angle: 0.00

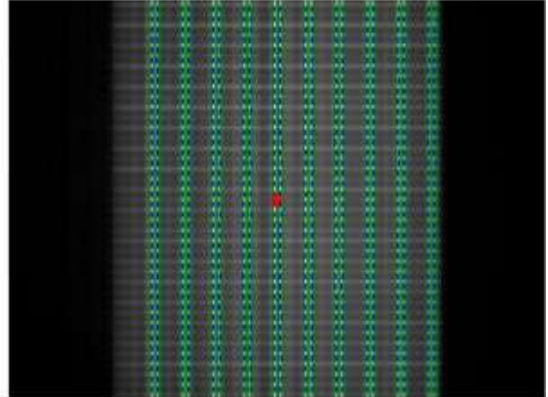


FIG. 2. Picket Fence.

### RESULTADOS

Análisis relativamente simples que pueden llevar varios minutos, se realizan de manera automática en unos segundos. Para otros más complejos, como el Picket Fence, supone mayor ganancia.

Las imágenes se toman de manera más ágil ya que no es necesario entrar y salir del bunker para cambiar la película radiocrómica entre pruebas o disparos.

### CONCLUSIONES

Se pueden cuantificar de manera sencilla errores significativos.

Sustituir la película radiocrómica por el EPID facilita la obtención y el análisis de las imágenes. Además, se ahorra en costes, no se pierden las imágenes originales por deterioro y no es necesario contar con un escáner específico.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO (1998). REAL DECRETO 1566/1998, DE 17 DE JULIO, POR EL QUE SE ESTABLECEN LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA . PP. 29383-29394.

<sup>2</sup> SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (2022). CONTROL DE CALIDAD EN ACELERADORES DE ELECTRONES PARA USO MÉDICO .

## VERIFICACION DEL SISTEMA AUTOSSETUP EN EL FANTOMA DE AGUA 3D-SCANNER

Tortosa Oliver, R. A. (1); Chinillach Ferrando, N. (2); Diaz Cobos, J. M. (1); Cibrian Ortiz De Anda, R. M. (3); Diez Domingo, S. (4)  
(1) Hospital IMED Elche, (2) Dta, (3) Universidad De Valencia, (4) Hospital Clínico Valencia

PALABRAS CLAVE: 3D-SCANNER; AUTOSSETUP; FANTOMA DE AGUA

### INTRODUCCIÓN

En el año 2012, el fabricante Sun Nuclear Corp. lanzó al mercado su nuevo fantoma de agua cilíndrico 3D-Scanner. Esto supuso una revolución ya que la mayoría de casas comerciales empleaban una geometría cuadrada o rectangular. Una de sus principales características era que incorporaba un sistema propio llamado Autosetup™ que eliminaba la interacción humana en el posicionamiento



de las cámaras de ionización para realizar las medidas. En este trabajo se pretende analizar la bondad del sistema de posicionamiento y sus diferencias frente a un observador humano.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de un acelerador lineal Varian Clinac DHX con un colimador multiláminas (MLC) del modelo Millenium120. Se emplea el fantoma de agua cilíndrico 3D-Scanner (Sun Nuclear Corp., Melbourne; FL) junto con el software dedicado *SNC Dosimetry* para su uso. También se utilizarán 3 cámaras de ionización de diferentes casas comerciales, con un volumen sensible de 0,125 cm<sup>3</sup>: la PTW modelo 31010 (PTW, Freiburg), la SNC125c (Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL.) y la A-18 (Standard Imaging)

El sistema de Autosetup consta de cuatro pasos claramente diferenciados: búsqueda del centro del anillo, ajuste del centro del haz, ángulo de desviación del anillo e histéresis. Se han diseñado dos experimentos: El primero estudia la reproducibilidad del Autosetup. Para ello se resetea la búsqueda del centro del anillo y se repite tres veces empleando tres cámaras de ionización diferentes. En el segundo experimento, el observador humano entra en el bunker y coloca la cámara donde cree que debería estar y se realiza el Autosetup completo tres veces en cada una de las cámaras.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados del experimento 1 se presentan en la Tabla 1

| Detector | Centro del anillo (cm) | Ajuste centro del haz |                    | Ángulo offset anillo (°) | Histéresis (cm)   |
|----------|------------------------|-----------------------|--------------------|--------------------------|-------------------|
|          |                        | X offset (cm)         | Y offset (cm)      |                          |                   |
| PTW125   | 25,21 / $\pm 0,05$     | 0,09 / $\pm 0,01$     | -0,09 / $\pm 0,01$ | 4,86 / $\pm 0,01$        | 0,06 / $\pm 0,01$ |
| SNC125   | 25,27 / $\pm 0,01$     | 0,00 / $\pm 0,01$     | -0,02 / $\pm 0,01$ | 4,08 / $\pm 0,03$        | 0,07 / $\pm 0,01$ |
| A18      | 25,20 / $\pm 0,01$     | -0,01 / $\pm 0,01$    | 0,01 / $\pm 0,01$  | 3,99 / $\pm 0,02$        | 0,07 / $\pm 0,01$ |

Las diferencias en el ángulo offset del anillo de la cámara de PTW pueden deberse a una colocación del 3d-Scanner relativo al acelerador ligeramente diferente ya que los resultados para cada cámara se midieron en días diferentes

Los resultados del segundo experimento se presenta en la TABLA 2

| Detector | Desplazamiento |   |      | Centro del anillo (cm) | Ajuste centro del haz |                    | Ángulo offset anillo (°) | Histéresis (cm)   |
|----------|----------------|---|------|------------------------|-----------------------|--------------------|--------------------------|-------------------|
|          | X              | Y | Z    |                        | X offset (cm)         | Y offset (cm)      |                          |                   |
| PTW125   | 0              | 0 | 0,1  | 25,16 / $\pm 0,04$     | 0,02 / $\pm 0,05$     | 0,02 / $\pm 0,04$  | 4,87 / $\pm 0,03$        | 0,07 / $\pm 0,01$ |
|          | -0,1           | 0 | 0,07 |                        |                       |                    |                          |                   |
|          | 0,1            | 0 | 0,1  |                        |                       |                    |                          |                   |
| SNC125   | 0              | 0 | 0,07 | 25,29 / $\pm 0,05$     | 0,01 / $\pm 0,05$     | -0,01 / $\pm 0,05$ | 4,07 / $\pm 0,02$        | 0,07 / $\pm 0,01$ |
|          | -0,07          | 0 | 0,04 |                        |                       |                    |                          |                   |
|          | 0,1            | 0 | 0,1  |                        |                       |                    |                          |                   |
| A18      | 0              | 0 | -0,1 | 25,22 / $\pm 0,04$     | 0,01 / $\pm 0,05$     | 0,03 / $\pm 0,05$  | 4,00 / $\pm 0,02$        | 0,07 / $\pm 0,01$ |
|          | -0,09          | 0 | 0,08 |                        |                       |                    |                          |                   |
|          | 0,1            | 0 | 0,1  |                        |                       |                    |                          |                   |

## CONCLUSIONES

El sistema Autosetup es totalmente reproducible e independiente de cámaras de ionización del mismo volumen sensible. La intervención humana en el Autosetup no produce alteraciones relevantes en el resultado final del posicionamiento de las cámaras.



## FABRICACIÓN MEDIANTE IMPRESIÓN 3D DE UN ADAPTADOR DE CÁMARA DE IONIZACIÓN PARA CONTROL DE CALIDAD

Sanchez Ramos, A. (1); Quiñones Rodríguez, L. Á. (1); Castanedo Álvarez, M. (1); Vicent Granado, D. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta Del Mar

PALABRAS CLAVE: IMPRESIÓN 3D, CONTROL DE CALIDAD

### INTRODUCCIÓN

Esta comunicación presenta el diseño mediante impresión 3D de un inserto con el que adaptar las cámaras Exradin A1SL de Standard Imaging a la fuente de de Sr-90 de PTW. De esta manera podemos comprobar la estabilidad de estas cámaras, como recomienda el TG-40. La utilización de impresión 3D permite la fabricación de piezas de forma rápida y personalizada a las necesidades de cada usuario.

### MATERIAL Y MÉTODOS

El inserto ha sido fabricado con nylon PA12 de 60  $\mu\text{m}$ , un material termoestable de densidad cercana al agua que se caracteriza por su alta resistencia y durabilidad.

El diseño se realizó con el software FreeCAD v.0.19, un programa de código abierto especialmente indicado para la creación de piezas y sistemas mecánicos. Se llevó a cabo considerando las dimensiones adecuadas para que el centro del volumen sensible de la cámara Exradin A1SL quedase a la misma altura que lo hace la cámara Farmer 30010 en la fuente de estabilidad de Sr-90 de PTW.

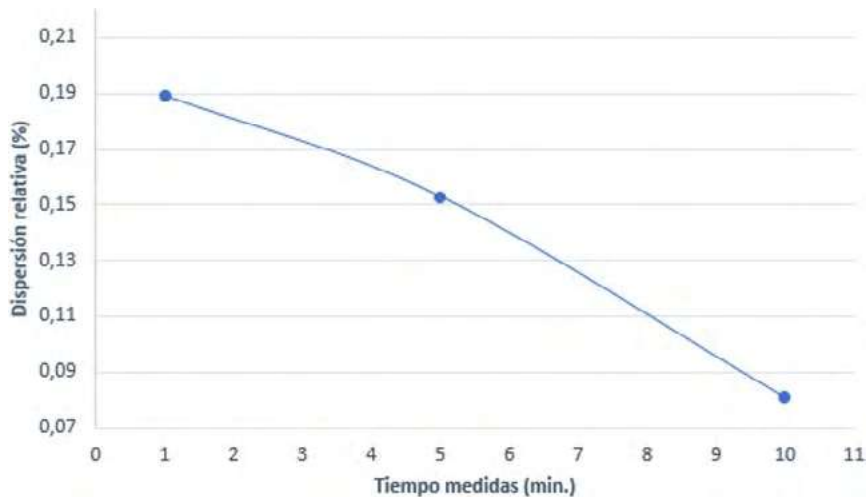
Para analizar cuál sería el tiempo de integración más adecuado, se han tomado series de 6 medidas de 1, 5 y 10 minutos con el electrómetro TomoElectrometer de Standard Imaging, la cámara de ionización Exradin A1SL y nuestro inserto.

Posteriormente se realizó el análisis estadístico de las medidas.



### RESULTADOS

Gracias al uso de este inserto hemos podido obtener medidas de estabilidad con una dispersión relativa de entre 0.19 y 0.08 % para 1 $\sigma$  en medidas de 1, 5 y 10 minutos.



Durante las medidas se observó también cierta dependencia angular que no se ha podido cuantificar.

### DISCUSIÓN

Las desviaciones de los datos se mantienen por debajo del 0.2% para  $1\sigma$  lo que nos indica que el uso del inserto es adecuado para comprobar la estabilidad de la cámara Exradin A1SL. El tiempo de integración más adecuado serían 5 minutos, dado que con las medidas de un minuto  $3\sigma > 0.5\%$ . Por otro lado, las medidas de 10 minutos son demasiado largas para integrarlas en el flujo de trabajo de manera eficiente.

La carga acumulada en las medidas de un minuto no es adecuada con las cámaras Exradin A1SL, mientras que sí lo es con la cámara Farmer 30010. Esto se debe a la diferencia de volumen existente entre ambas cámaras. La primera tiene un volumen sensible de  $0.053 \text{ cm}^3$ , mientras que el de la segunda es de  $0.6 \text{ cm}^3$ . Al ser las medidas de carga integrada un orden de magnitud menores, necesitamos más tiempo para obtener una dispersión en las medidas lo suficientemente pequeña.

### CONCLUSIONES

El empleo de impresión 3D nos ofrece multitud de posibilidades a la hora de fabricar material adaptado a nuestras necesidades en los controles de calidad.

### REFERENCIAS

1. G. J. KUTCHER, "COMPREHENSIVE QA FOR RADIATION ONCOLOGY: REPORT OF AAPM RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP 40," MED. PHYS. 21, 581–618, 1994.

## COMPARACIÓN DEL MODELADO DE UN TRUEBEAM RESPECTO AL MODELO ECLIPSE BEAM DATA DE VARIAN

Dorado Rodríguez, M. D. P. (1); Giner Sala, M. (1); Esposito, R. D. (1); Macías Jaén, J. (2); Herranz González, M. (1)

(1) Hospital General Universitario de Elche, (2) Hospital Universitario Virgen Macarena

PALABRAS CLAVE: ECLIPSE BEAM DATA, TRUEBEAM, GOLDEN BEAM DATA, VARIAN

### INTRODUCCIÓN

Se establece la comparación de perfiles y PDDs (porcentajes de dosis en profundidad) del modelo de un TrueBeam (Varian, CA) para el planificador Eclipse v.17 (Varian, CA) y el modelo de Varian Eclipse Beam Data para el mismo equipo.

La comparación se lleva a cabo calculando el índice gamma  $1\text{mm}2\%$  para un conjunto representativo de perfiles y PDDs de las energías de fotones disponibles del acelerador.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de un TrueBeam de nueva instalación. El modelado se llevó a cabo para el sistema de planificación Eclipse de Varian. En la modalidad de fotones, se comisionaron 3 energías: 6MV, 15MV y 6FFF.



En este trabajo comparamos, para las energías disponibles de fotones, los perfiles/PDDs del modelo obtenido en el planificador con los perfiles/PDDs del modelo estándar que Varian ofrece, los llamados Eclipse Beam Data (GGPB) -también conocidos como Golden Beam Data (GBD)-.

Se analizaron campos cuadrados de 10x10 cm<sup>2</sup> y 40x40cm<sup>2</sup>, y para cada uno de ellos se evaluaron tanto los PDDs, como los perfiles a profundidades del máximo (15mm para 6MV y 6FFF y 30mm para 15MV), 100mm y 200mm.

Las curvas se analizaron por pares, calculando en cada caso el índice gamma 1mm2%.

## RESULTADOS

El porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma 1mm2% para cada análisis se expone en la tabla 1:

| TABLA 1          |                      |                      |                      |                      |                      |                      |
|------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| Energía:         | 6MV                  |                      | 6FFF                 |                      | 15 MV                |                      |
| Tamaño campo:    | 10x10cm <sup>2</sup> | 40x40cm <sup>2</sup> | 10x10cm <sup>2</sup> | 40x40cm <sup>2</sup> | 10x10cm <sup>2</sup> | 40x40cm <sup>2</sup> |
| D <sub>máx</sub> | 100%                 | 100%                 | 100%                 | 100%                 | 100%                 | 98.1%                |
| D100 mm          | 100%                 | 100%                 | 100%                 | 100%                 | 100%                 | 100%                 |
| D200 mm          | 100%                 | 100%                 | 100%                 | 100%                 | 100%                 | 100%                 |
| PDD              | 100%                 | 99.8%                | 100%                 | 99.9%                | 100%                 | 99.7%                |

## DISCUSIÓN

Los resultados muestran que los modelos son prácticamente coincidentes. Las pequeñas desviaciones encontradas, en todo caso, estarían dentro de las tolerancias establecidas en el "Protocolo para el CC de SP de Terapia con Radiaciones Ionizantes" publicado por la SEFM 2005.

## CONCLUSIONES

Los resultados de coincidencia obtenidos en la comparación de perfiles y PDDs del modelo de nuestra máquina en Eclipse y el modelo estándar que Varian ofrece a través de los GGPB puede interpretarse como una prueba de validación de nuestro modelo. Al tiempo plantea la posibilidad de utilizar los GGPB como modelo para el planificador, teniendo en cuenta, en este caso, que el campo mínimo disponible es de 3x3cm<sup>2</sup>.

# SENSIBILIDAD DEL SISTEMA DE DOSIMETRÍA PORTAL 2D SUNCHECK A CAMBIOS EN EL ESTADO DEL ACELERADOR Y CRITERIO GAMMA

Sánchez Esperón, J. (1); Ferrer Aparicio, M. (1); González Vizuete, M. (1); Carrasco Herrera, M. A. (1); Luis Simon, F. J. (1)  
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

PALABRAS CLAVE: FRACCIÓN 0, SUNCHECK, SENSIBILIDAD, PRE-TRATAMIENTO, ANÁLISIS 2D

## INTRODUCCIÓN

Nuestra institución cuenta con el algoritmo de verificación 2D del sistema SunCHECK (Sun Nuclear) para la fracción 0 o pre-tratamiento de pacientes radioterapia.

El objetivo es comprobar la sensibilidad del algoritmo a la influencia de distintos parámetros del acelerador, basándonos en las tolerancias definidas en el TG 142 (1) para planificación de SBRT modificando el umbral del criterio gamma utilizado.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha simulado una planificación SBRT de pulmón en un fantoma antropomórfico (Alderson RANDO, Radiology Support Device Inc) en planificador Pinnacle (v. 16.1) (Philips Medical System) para un acelerador Varian Truebeam. Se realiza técnica 3D, energía 6MV FFF y 5 campos coplanares para un PTV de una esfera equivalente de 2cm<sup>3</sup>. Posteriormente, este plan se ha recalculado variando en los modelos de máquina del planificador los siguientes parámetros:

- El offset de las MLC en ±0,3mm, ±0,5mm y ±1mm.
- La transmisión aumentada y disminuida según los valores publicados en la bibliografía (2).





- La dosis en un  $\pm 2\%$ .
- Los output factors (OFs) se han modificado de forma gradual desde un  $\pm 5\%$  hasta un  $\pm 0,3\%$  para los campos de  $0,6 \times 0,6 \text{ cm}^2$  al  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .

Los planes han sido exportados al sistema SunCHECK e irradiados en el acelerador. Se han utilizado distintos criterios gamma para evaluar los planes:

- 3%-3mm 10% global 95%
- 3%-2mm 10% global/local 95%
- 3%-2mm 10% global/local 90%
- 2%-2mm 10% global/local 95%
- 3%-1mm 10% global/local 95%
- 1%-1mm 10% global/local 95%

## RESULTADOS

La TABLA 1 muestra la media resultados del análisis 2D de cada campo variando el offset de las MLC según varios criterios gamma.

|           |                       | Original  | Offset +0,3 mm | Offset -0,3 mm | Offset +0.5 mm | Offset -0.5 mm | Offset +1 mm | Offset -1 mm |
|-----------|-----------------------|-----------|----------------|----------------|----------------|----------------|--------------|--------------|
|           |                       | Gamma (%) |                |                |                |                |              |              |
| Criterios | 3%-3mm 10% global 95% | 100       | 100            | 100            | 100            | 100            | 100          | 100          |
|           | 3%-2mm 10% global 95% | 100       | 100            | 100            | 100            | 100            | 100          | 100          |
|           | 3%-2mm 10% local 95%  | 100       | 100            | 100            | 100            | 100            | 100          | 100          |
|           | 3% 2mm 10% global 90% | 100       | 100            | 100            | 100            | 100            | 100          | 100          |
|           | 3%-2mm 10% local 90%  | 100       | 100            | 100            | 100            | 100            | 100          | 100          |
|           | 2%-2mm 10% global 95% | 100       | 100            | 100            | 100            | 100            | 100          | 100          |
|           | 2%-2mm 10% local 95%  | 100       | 100            | 100            | 100            | 100            | 100          | 100          |
|           | 3%-1mm 10% global 95% | 98,51     | 97,72          | 98,42          | 99,12          | 96,77          | 98,30        | 97,38        |
|           | 3%-1mm 10% local 95%  | 98,35     | 97,63          | 98,25          | 98,25          | 97,64          | 98,17        | 97,24        |
|           | 1%-1mm 10% global 95% | 97,79     | 75,27          | 87,89          | 98,61          | 75,27          | 78,35        | 78,35        |
|           | 1%-1mm 10% local 95%  | 97,75     | 74,84          | 87,56          | 98,57          | 74,84          | 78,01        | 78,01        |

TABLA 1. Análisis gamma variando el offset de las MLC.

Tolerancias hasta 2%-2mm todos los criterios presentan un 100% de la tasa de paso, para tolerancias menores, el sistema es sensible a los cambios de posición de MLC aunque no encuentra relación entre la tasa de paso con la variación de la tabla de offset.

La TABLA 2 muestra los resultados al modificar la transmisión, la dosis y los OFs.

|           |                       | Transmisión + | Transmisión - | Dosis +2% | Dosis -2% | Output Factor + | Output Factor - |
|-----------|-----------------------|---------------|---------------|-----------|-----------|-----------------|-----------------|
|           |                       | Gamma (%)     |               |           |           |                 |                 |
| Criterios | 3%-3mm 10% global 95% | 100           | 100           | 100       | 100       | 100             | 100             |
|           | 3%-2mm 10% global 95% | 100           | 100           | 100       | 100       | 100             | 100             |
|           | 3%-2mm 10% local 95%  | 100           | 100           | 100       | 100       | 100             | 100             |
|           | 3%-2mm 10% global 90% | 100           | 100           | 100       | 100       | 100             | 100             |
|           | 3%-2mm 10% local 90%  | 100           | 100           | 100       | 100       | 100             | 100             |
|           | 2%-2mm 10% global 95% | 100           | 99,99         | 100       | 100       | 100             | 100             |
|           | 2%-2mm 10% local 95%  | 100           | 99,98         | 100       | 100       | 100             | 100             |
|           | 3%-1mm 10% global 95% | 96,77         | 97,49         | 97,5      | 97,75     | 97,45           | 97,8            |
|           | 3%-1mm 10% local 95%  | 97,64         | 97,35         | 97,38     | 97,64     | 97,71           | 97,63           |
|           | 1%-1mm 10% global 95% | 83,5          | 72,35         | 77,08     | 81,22     | 83,71           | 85,54           |
|           | 1%-1mm 10% local 95%  | 83,1          | 71,95         | 72,73     | 80,34     | 83,34           | 85,18           |

TABLA 2. Análisis gamma variando la transmisión, la dosis y los OFs.

## DISCUSIÓN

Criterios gamma menos exigentes que el 2%-2mm no presentan sensibilidad suficiente para detectar las modificaciones estudiadas. El valor de gamma más alto se consigue para un offset de MLC de 0,5mm superando al plan original. Pinnacle recomienda no modificar las tablas de offset del modelo de máquina, seguiremos estudiando a qué puede ser debido este resultado.

Para la transmisión, la dosis y los OFs, el comportamiento es el esperado, los criterios más exigentes muestran una gamma parecida al plan original pero con valores levemente inferiores.





## CONCLUSIONES

Para el sistema SunCHECK los criterios gamma superiores a 2%-2mm no presentan sensibilidad a las modificaciones dentro de las tolerancias analizadas. Además, no encontramos diferencias significativas entre local y global para ninguna métrica. El criterio 1%-1mm es un resultado útil de forma comparativa entre planes, aunque puede presentar una tasa alta de falsos positivos.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> KLEIN, E.E., ET AL, (2009), TASK GROUP 142 REPORT: QUALITY ASSURANCE OF MEDICAL ACCELERATORS. MED. PHYS., 36: 4197-4212.
- <sup>2</sup> CHANG Z, WU Q, ADAMSON J, REN L, BOWSER J, YAN H, THOMAS A, YIN FF. COMMISSIONING AND DOSIMETRIC CHARACTERISTICS OF TRUEBEAM SYSTEM: COMPOSITE DATA OF THREE TRUEBEAM MACHINES. MED PHYS. 2012 Nov;39(11):6981-7018.

# AJUSTE DEL PUNTO FOCAL POR MEDIO DE UNA MATRIZ MONTADA EN EL CABEZAL DE UN ACCELERADOR ELEKTA

Ramírez Ros, J. C. (1); Blanco Pérez, F. R. (1); Jover Pérez, C. I. (1); Sánchez Barrena, F. J. (1); Cid Galache, A. T. (1)  
(1) Hospital Universitario de Jaén

PALABRAS CLAVE: PUNTO FOCAL, SIMETRÍA, ELEKTA, MATRIZ DE DETECTORES

## INTRODUCCIÓN

El proceso de ajuste de la simetría de los haces de un acelerador lineal de electrones (ALE) en tiempo real (tiempo de estabilización, oscilaciones y derivas) se suele realizar con una matriz de detectores plana. Describimos el proceso de ajuste de la simetría y punto focal en un ALE Elekta (Stockholm, Sweden), empleando el accesorio del cabezal y la igualdad entre los valores de CAX en ángulos de colimador contrarios.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Montamos la matriz en el accesorio del cabezal y ajustamos la simetría usando los ítems *2R1Ctrl* y *2T1Ctrl*. La posición del haz en InPlane se puede ajustar con el ítem *BendingFine*. Realizamos el ajuste empleando iterativamente los ángulos de colimador 0° y 180°. En paralelo a la simetría, comparamos el valor de CAX (distancia del centro del campo radiológico al origen de coordenadas de la matriz) para ambos ángulos de colimador. Debido al montaje de la matriz en el accesorio del cabezal y centrado con la retícula, el efecto de las incertidumbres se minimiza al girar la matriz con el colimador. En este caso, el objetivo es cumplir la condición  $CAX(0^\circ) = CAX(180^\circ)$ , para los ejes InPlane y CrossPlane. El ajuste se puede hacer con colimadores 90° y 270°.

Consideramos la distancia de proyección del punto focal, como el valor intermedio de los CAX para 0° y 180°. En Chojnowski (2018) se desarrolla una metodología para la evaluación y ajuste del punto focal, donde se emplea el EPID como detector (expresión 1), donde  $d_{\text{detector}}$ ,  $d_{\text{dia}}$ ,  $d_{\text{MLC}}$  son las distancias del detector, diafragmas y MLC al punto focal y  $D_{\text{detector}}$ ,  $D_{\text{dia}}$ ,  $D_{\text{MLC}}$  son las distancias de los centros en el detector (diferencia entre MLC y diafragma), y para el haz colimado por los diafragmas y el MLC. Al girar la matriz solidaria al colimador, calculamos los valores de  $D_{\text{BFSO}}$  (distancia del punto focal al eje de giro del colimador) con (2) y (3).

$$D_{\text{BFSO}} = \frac{1}{\frac{1}{\frac{1}{d_{\text{detector}}} - \frac{1}{d_{\text{dia}}}} - \frac{1}{\frac{1}{d_{\text{detector}}} - \frac{1}{d_{\text{MLC}}}}} \frac{D_{\text{detector}}}{\frac{1}{\frac{1}{d_{\text{detector}}} - \frac{1}{d_{\text{dia}}}} - \frac{1}{\frac{1}{d_{\text{detector}}} - \frac{1}{d_{\text{MLC}}}}} \quad [1]$$

$$D_{\text{BFSO}}^{\text{MLC}} = -\frac{1}{\frac{1}{\frac{1}{d_{\text{MLC}}} - \frac{1}{d_{\text{detector}}}} - \frac{1}{\frac{1}{d_{\text{MLC}}} - \frac{1}{d_{\text{dia}}}}} \frac{D_{\text{MLC}}}{\frac{1}{\frac{1}{d_{\text{MLC}}} - \frac{1}{d_{\text{detector}}}} - \frac{1}{\frac{1}{d_{\text{MLC}}} - \frac{1}{d_{\text{dia}}}}} \quad [2]$$

$$D_{\text{BFSO}}^{\text{DIA}} = -\frac{1}{\frac{1}{\frac{1}{d_{\text{dia}}} - \frac{1}{d_{\text{detector}}}} - \frac{1}{\frac{1}{d_{\text{dia}}} - \frac{1}{d_{\text{MLC}}}}} \frac{D_{\text{dia}}}{\frac{1}{\frac{1}{d_{\text{dia}}} - \frac{1}{d_{\text{detector}}}} - \frac{1}{\frac{1}{d_{\text{dia}}} - \frac{1}{d_{\text{MLC}}}}} \quad [3]$$

## RESULTADOS

Los valores obtenidos se muestran en las figuras 1 y 2. Observamos buena coincidencia entre los haces colimados por MLC y diafragmas para ambos ejes de radiación.

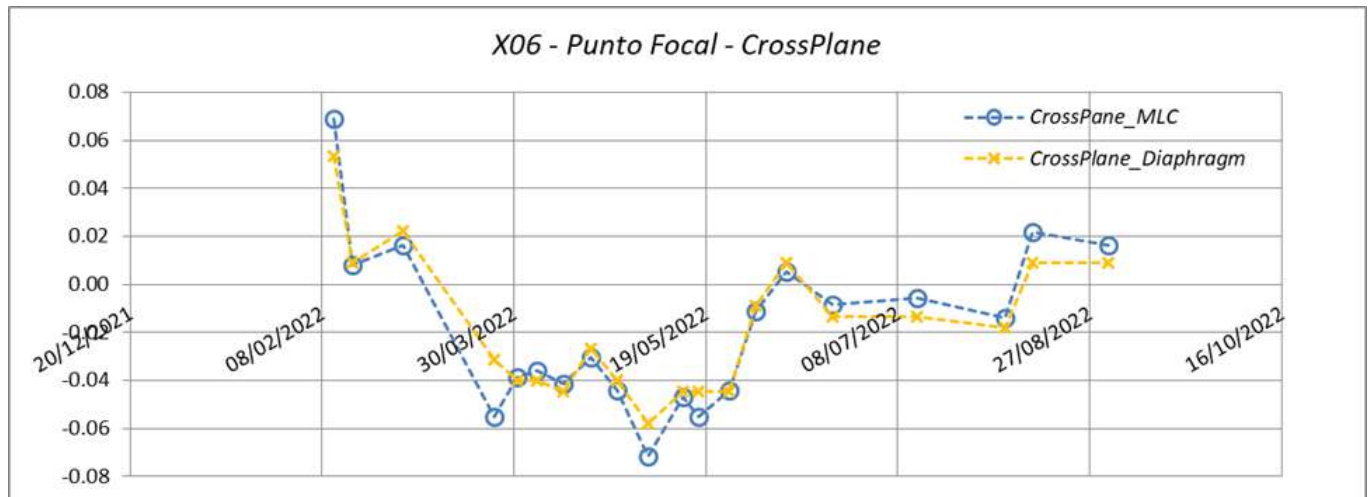


FIGURA 1. Valores punto focal para el eje CrossPlane para colimador 0/180 (MLC) y colimador 90/270 (diaphragm).

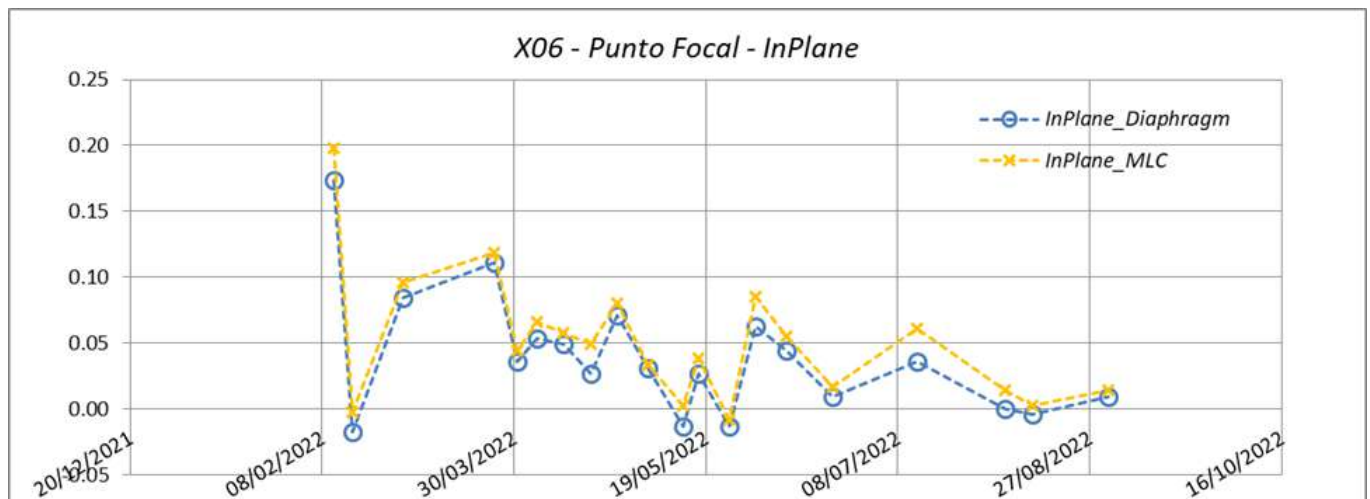


FIGURA 2. Valores punto focal para el eje InPlane para colimador 0/180 (MLC) y colimador 90/270 (diaphragm).

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En un procedimiento con ángulos de colimador 0° y 180° en mesa, podemos eliminar la asimetría de diafragmas y bancadas del MLC, pero para centrar el haz, necesitamos un procedimiento con 2 pares de colimadores perpendiculares y usar la diferente distancia de los diafragmas y MLC al target. El procedimiento se simplifica por medio del empleo del accesorio del cabezal, empleando la condición  $CAX(0^\circ) = CAX(180^\circ)$ .

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BEAM FOCAL SPOT POSITION DETERMINATION FOR AN ELEKTA LINAC WITH AGILITY HEAD; PRACTICAL GUIDE WITH A READY-TO-GO PROCEDURE. JACECK M. CHOJNOWSKI ET AL. 2018 – J APPL CLIN MED PHYS 2018; 19:4:44-47

## EVALUACIÓN DE LA DEPENDENCIA DE LOS ERRORES 2R Y 2T CON EL ÁNGULO DE COLIMADOR EN UNA ACELERADOR ELEKTA

Ramírez Ros, J. C. (1); Sánchez Barrena, F. J. (1); Jover Pérez, C. I. (1); Blanco Pérez, F. R. (1); Cid Galache, A. T. (1)

(1) Hospital Universitario de Jaén

PALABRAS CLAVE: ELEKTA, 2RERR, 2TERR, SERVO, SIMETRÍA

### INTRODUCCIÓN

El proceso de ajuste de la simetría de los haces de fotones de una acelerador lineal de electrones (ALE) Elekta (Stockholm, Sweden), se realiza ajustando los valores de los ítems 2RlCtrl y 2TlCtrl para los ejes InPlane y CrossPlane, respectivamente. La posición del haz en InPlane se puede ajustar con el ítem BendingFine. Posteriormente, se ajustan los valores de 2RBal y 2TBal para definir los valores de referencia de los respectivos 2RErr y 2TErr que los servos toman para ajustar los valores de 2RlCtrl y 2TlCtrl. En nuestro procedimiento empleamos el accesorio del cabezal para ajustar la simetría y la posición de los haces, evaluando la igualdad entre los valores de CAX para ángulos de colimador 0° y 180°. Tras ajustar los valores de referencia con colimador 0°, el valor 2RErr y 2TErr depende del ángulo de colimador, mientras que en la medida con la matriz, el haz permanece prácticamente inalterado. Evaluamos la dependencia de 2RErr y 2TErr en función del ángulo de colimador.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Ajustamos la simetría y la posición del haz empleando una matriz en el accesorio del cabezal, empleando iterativamente los ángulos de colimador 0° y 180°, por medio de los valores de los ítems 2RlCtrl y 2TlCtrl. Graficamos los ítems del haz mediante la herramienta Service Graphing del ALE. Hemos desarrollado un plugin en Java para su lectura.

### RESULTADOS

Los valores obtenidos para 2RErr y 2TErr se muestran en la figura 1. Se observa que 2RErr se separa del valor de colimador 0°, al girar hacia -180° o 180°. Por el contrario, las máximas diferencias para 2TErr se encuentran en -90° y 90°. Pensamos que se debe a la diferente dispersión del cabezal según el ángulo de colimador. En la figura 2 vemos el efecto que introduce el servo en un disparo con colimador 180°, y cómo la simetría InPlane empeora.

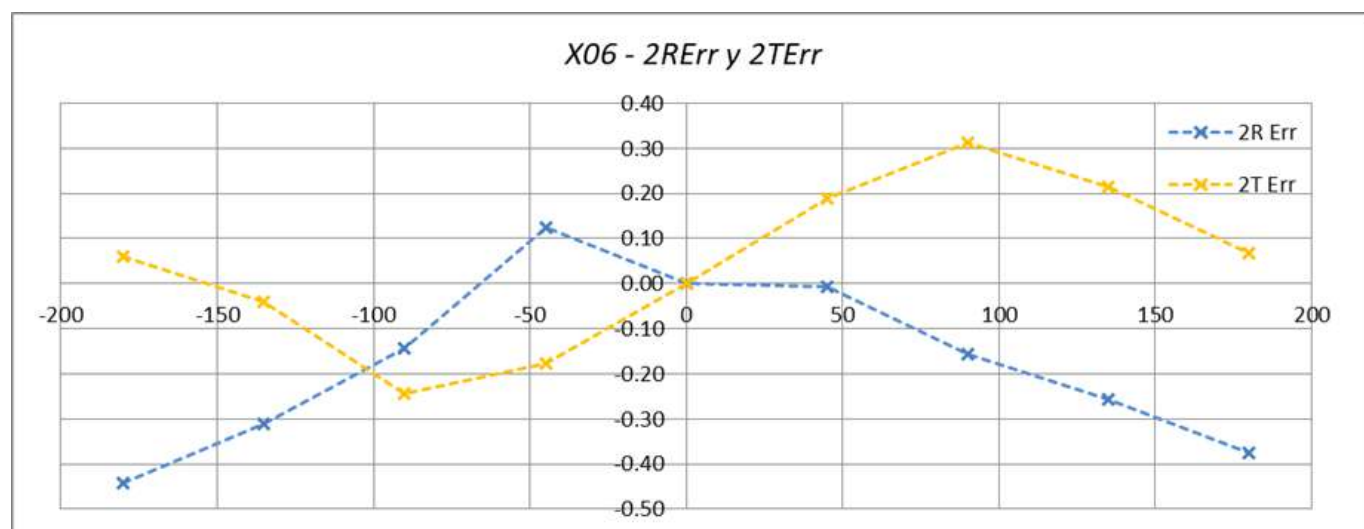


FIGURA 1. Valores de 2RErr (InPlane) y 2TErr (CrosPlane) en función del colimador en Man, para X06.

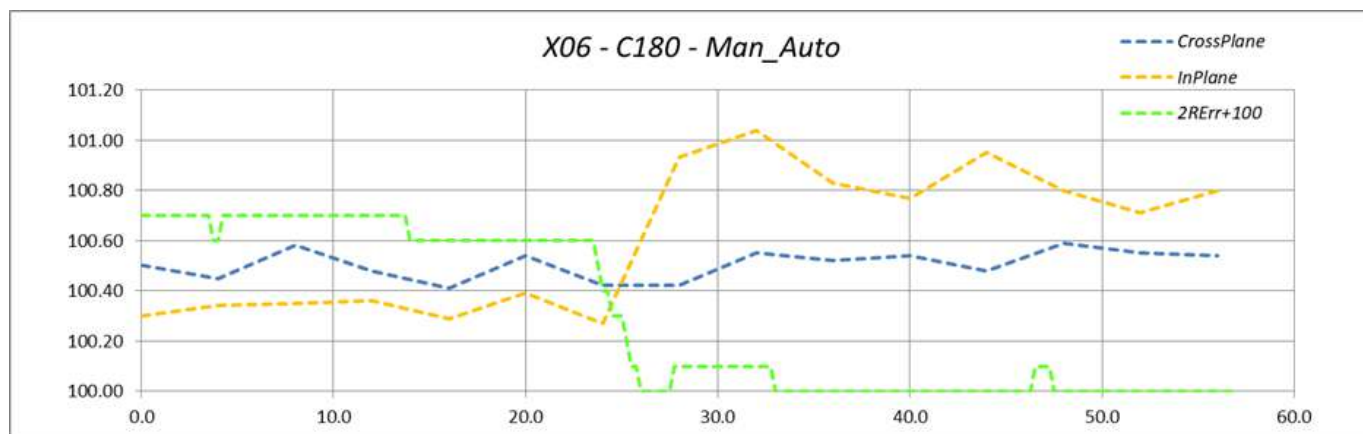


FIGURA 2. Simetría InPlane y CrossPlane y 2RErr (más 100) para X06 donde pasamos de Man a Auto a mitad de disparo.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La corrección del servo del ALE para 2RErr y 2TErr puede introducir errores en el haz. Si bien no son muy grandes, se podría incluir una lookup table que corrigiera este efecto.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BEAM FOCAL SPOT POSITION DETERMINATION FOR AN ELEKTA LINAC WITH AGILITY HEAD; PRACTICAL GUIDE WITH A READY-TO-GO PROCEDURE. JACEK M. CHOJNOWSKI ET AL. 2018 – J APPL CLIN MED PHYS 2018; 19:4:44-47

# ÁREA TEMÁTICA: RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES

## PREDICCIÓN DE PROBABILIDAD DE SUPERVIVENCIA INDIVIDUALIZADA EN RADIOTERAPIA DE CÁNCER DE PULMÓN MEDIANTE INTELIGENCIA ARTIFICIAL

Panzuela Pérez, S. (1)

(1) Hospital Macarena

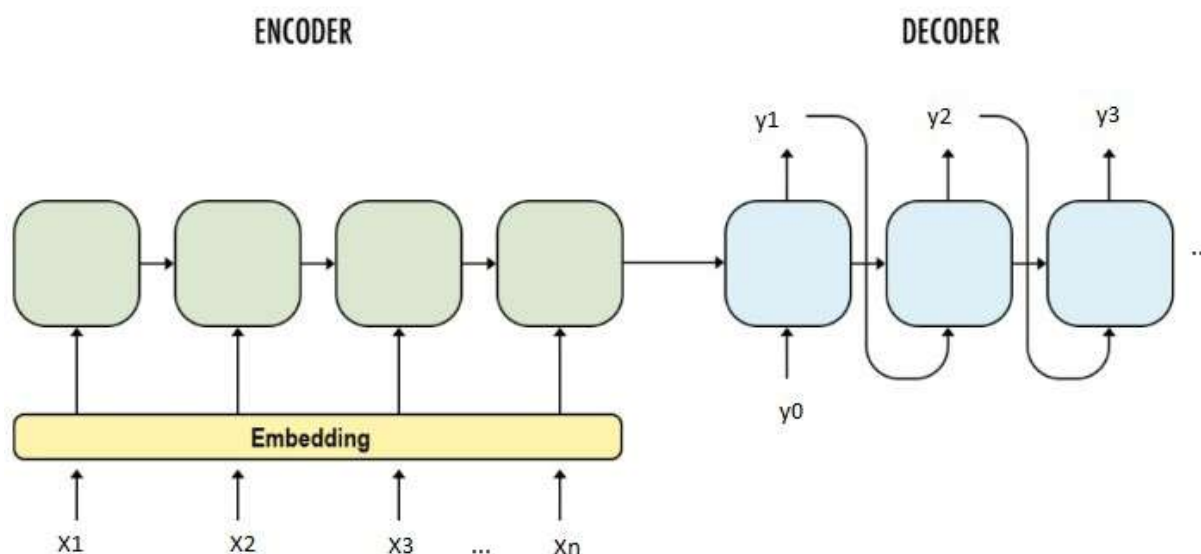
PALABRAS CLAVE: IA, PREDICCIÓN, RADIOTERAPIA, SUPERVIVENCIA

Los estudios de supervivencia representan un potente análisis estadístico para predecir la ocurrencia de sucesos de interés en diversos contextos; probabilidad de impago de hipoteca, avería de maquinaria/equipo, accidente laboral, etc. En el ámbito hospitalario, los profesionales pueden obtener valiosa información relativa, por ejemplo, a la defunción o recidiva de pacientes convalcientes de cierta enfermedad. Típicamente, esto se realiza mediante estimadores de máxima verosimilitud (Kaplan-Meier).

En este trabajo presentamos la probabilidad de supervivencia individualizada de pacientes pertenecientes al distrito del Hospital Macarena (Sevilla) que padecen cáncer de pulmón y son tratados mediante radioterapia. En contraste con las estimaciones Kaplan-Meier, donde la probabilidad de supervivencia representa la supervivencia promedio de una población específica, la probabilidad de supervivencia individualizada tiene en cuenta las particularidades clínicas de cada paciente, aportando así información más detallada.

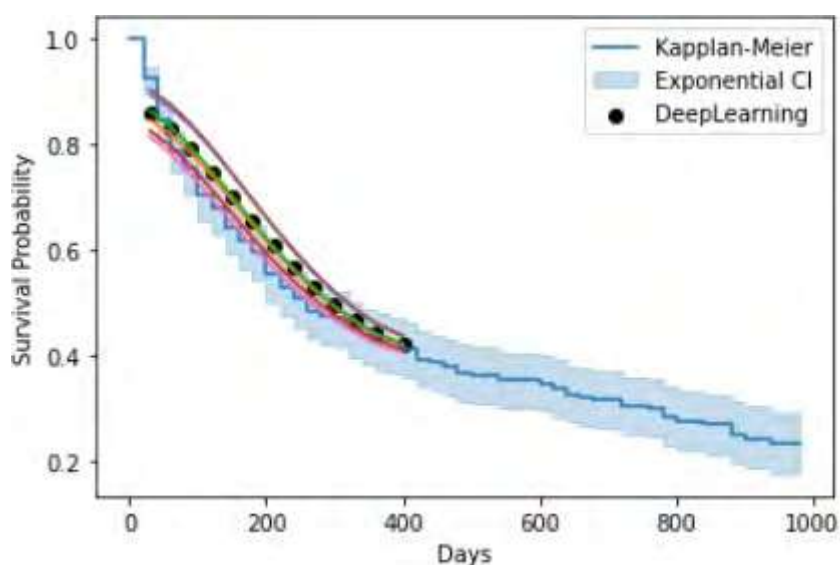
Con este fin hemos construido un algoritmo basado en técnicas actuales de inteligencia artificial. En concreto, hemos desarrollado un modelo codificador-decodificador, semejante a los usados en procesamiento de lenguajes, basado en redes neuronales recursivas "Long-short term memory" (LSTM). Como argumento de entrada utilizamos atributos clínicos de cada paciente (edad, género, estadio, volumen del tumor, comorbilidades...) a su llegada al servicio de radiofísica y su estatus (vivo o muerto) a tiempo  $t$  desde su tratamiento. Estos atributos son recopilados de una base de datos propia de nuestra unidad de gestión clínica (SHIOW). La idea principal de este modelo consiste en suponer que los atributos clínicos iniciales del paciente (vector  $X$  en figura 1) son condicionantes para la evolución de la enfermedad mientras que el estatus del paciente (vector  $Y$  en figura 1) es el resultado de su evolución en el tiempo. De esta forma, los atributos clínicos del paciente son utilizados como información de entrada del modelo para predecir

tanto el estatus del paciente como su evolución clínica a tiempo futuro. Así, repitiendo este procedimiento de forma recurrente podemos pronosticar toda la curva de probabilidad de supervivencia individualizada en función del tiempo.



En la figura 2 mostramos los resultados de este nuevo modelo en comparación con métodos estadísticos clásicos. Para la predicción de un tiempo máximo de 400 días disponemos de un total de 278 pacientes, 272 de ellos utilizados para entrenar el modelo y 6 para fines de validación. La línea azul continua y los puntos negros representan el estimador de Kaplan-Meier y el promedio (sobre pacientes) de las curvas de probabilidad de supervivencia individualizada.

El resto de las líneas continuas de color representan la probabilidad de supervivencia individualizada de los pacientes del conjunto de validación. Como puede verse de esta comparación nuestro modelo predice una curva de supervivencia compatible con la obtenida mediante el estimador Kaplan-Meier. Adicionalmente, esta nueva metodología permite obtener curvas de supervivencia que tienen cuenta las características clínicas individuales de cada paciente.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> KAPLAN, E. L.; MEIER, P. (1958). «NONPARAMETRIC ESTIMATION FROM INCOMPLETE OBSERVATIONS». J. AMER. STATIST. ASSOC. 53 (282): 457-481
- <sup>2</sup> HOCHREITER, S., & SCHMIDHUBER, J. (1997). LONG SHORT-TERM MEMORY. NEURAL COMPUTATION, 9(8), 1735-1780.
- <sup>3</sup> KYUNGHYUN CHO, BART VAN MERRIENBOER, ÇAĞLAR GÜLÇEHRE, DZMITRY BAHDAU, FETHI BOUGARES, HOLGER SCHWENK, YOSHUA BENGIO: LEARNING PHRASE REPRESENTATIONS USING RNN ENCODER-DECODER FOR STATISTICAL MACHINE TRANSLATION. EMNLP 2014: 1724-1734



## MEJORA EN LA REPRODUCIBILIDAD DEL POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE EN RADIOTERAPIA EXTERNA (RTE): REDUCCIÓN DE LAS ROTACIONES ÓSEAS PARA LOCALIZACIONES PÉLVICAS

Pérez Fuentes, L. (1)

(1) Hospital Universitario Virgen de las Nieves

PALABRAS CLAVE: SEGURIDAD DEL PACIENTE, POSICIONAMIENTO, COORDENADA LONGITUDINAL, ROTACIÓN ÓSEA, LOCALIZACIÓN PÉLVICA, RADIOTERAPIA EXTERNA

### INTRODUCCIÓN

Un posicionamiento reproducible del paciente resulta fundamental en los tratamientos de RTE para asegurar una mayor precisión y exactitud en su administración<sup>1</sup>. Para localizaciones pélvicas, el paciente se suele posicionar en supino con sus piernas descansando sobre una estructura compuesta por una cuña y un tope de pies. En el Hospital Universitario Virgen de las Nieves el día de inicio fijamos las coordenadas de la mesa para el resto de sesiones y tomamos imágenes diarias de Cone Beam CT (CBCT) para reducir la incertidumbre en el posicionamiento mediante traslaciones de la mesa.

En algunos pacientes observamos una rotación ( $\rho$ ) no despreciable de la columna vertebral y hueso pélvico en el plano sagital respecto al TAC de simulación. Esto tiene una mayor influencia dosimétrica cuando hay varios PTV (ej: tratamientos con ganglios) o en PTV extensos. Conforme nos alejamos del isocentro incluso una pequeña rotación produce grandes diferencias en la similitud de las estructuras (FIGURA 1). Recientemente propusimos una medida adicional para determinar la posición longitudinal del paciente respecto al inmovilizador de piernas. En este trabajo estudiamos si esta actuación disminuye dicha rotación.



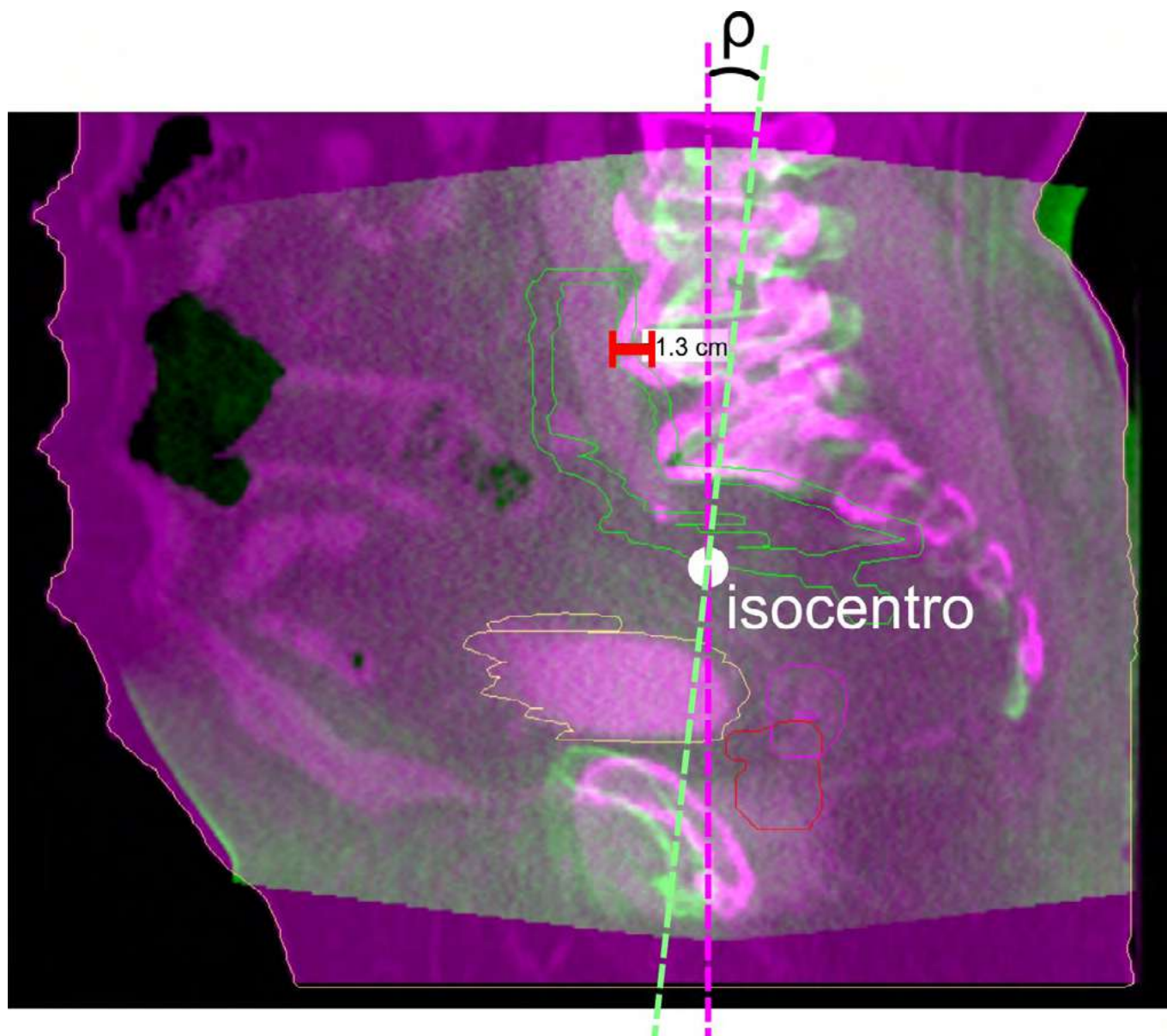


FIGURA 1. Imagen de CBCT (verde) superpuesta al TAC de simulación (magenta). Rotación  $\rho$  de las estructuras óseas que afecta a la localización del PTV.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para determinar la coordenada longitudinal de la mesa medimos la distancia desde la barra indexadora del inmovilizador hasta el láser en la simulación, fijando la coordenada el día del inicio para el resto de sesiones. Revisamos las imágenes de CBCT de 22 pacientes (en 20 sesiones), 11 antes (grupo A) y 11 después (grupo B) de implementar esta medida. Para cada paciente y sesión, registramos el valor absoluto de  $\rho$  con la herramienta de registro automático de imágenes del software XVI (Elekta). Para cada grupo, representamos un histograma y ajustamos los datos a una función normal truncada caracterizada por una media  $\langle \rho \rangle$  y una desviación estándar  $\sigma_\rho$ . Comparamos los resultados mediante análisis de varianza (ANOVA)<sup>2</sup>.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la FIGURA 2 representamos los resultados para el grupo A:  $\langle \rho \rangle_A = 0.74^\circ$  y  $\sigma_{\rho_A} = 2.05^\circ$  y para el grupo B:  $\langle \rho \rangle_B = 0.24^\circ$  y  $\sigma_{\rho_B} = 1.49^\circ$ . Observamos una mejoría significativa del posicionamiento del paciente en el Grupo B respecto al Grupo A ( $p=0.004$ ) al comparar ambas distribuciones.

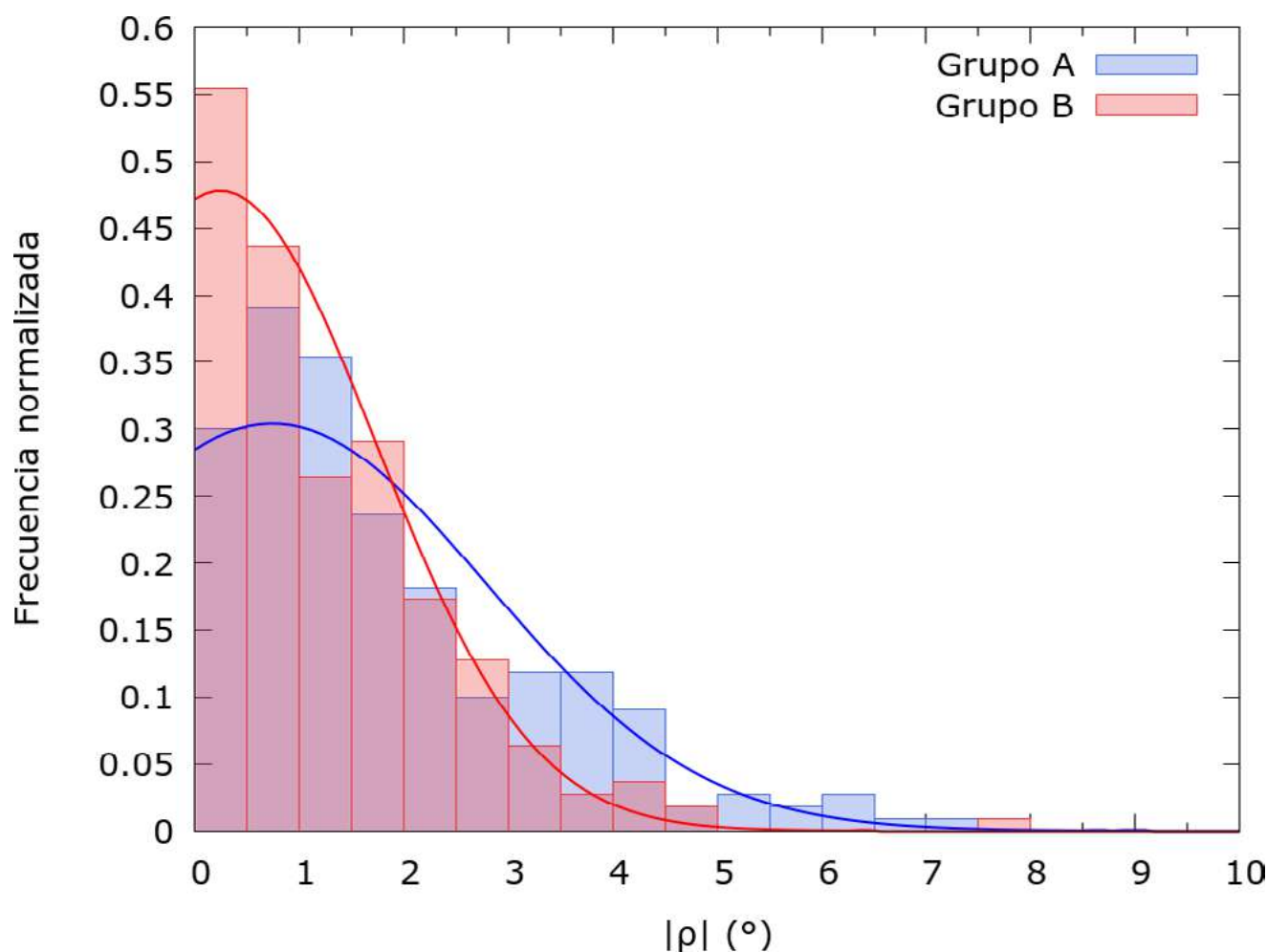


FIGURA 2. Frecuencia normalizada en función de  $|\rho|$  para el grupo A y el grupo B.

En algunos tratamientos, un  $\rho$  mayor que  $3^\circ$  puede suponer que el CTV no quede incluido en el PTV, por lo que disminuir dicha rotación presenta importancia clínica. Según las distribuciones obtenidas, la probabilidad de que  $\rho > 3^\circ$  es de un 21,1% para el grupo A frente a un 5,7% para el grupo B.

## CONCLUSIONES

Determinar y fijar la coordenada longitudinal de la mesa muestra una mejoría significativa en el posicionamiento del paciente en cuanto a la rotación relativa respecto al TAC de simulación. Se trata de una medida adicional para conseguir mayor precisión en los tratamientos de RTE, lo cual influye de manera directa en la seguridad del paciente.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> VERHEY, L.J. IMMOBILIZING AND POSITIONING PATIENTS FOR RADIOTHERAPY. EN SEMINARS IN RADIATION ONCOLOGY. WB SAUNDERS, 1995. P. 100-114.
- <sup>2</sup> VIRTANEN ET AL. SCIPY 1.0: FUNDAMENTAL ALGORITHMS FOR SCIENTIFIC COMPUTING IN PYTHON. NATURE METHODS, 2020, 17(3):261-272.



# PRUEBAS DE ACEPTACIÓN, ESTADO DE REFERENCIA Y SEGUIMIENTO DEL SISTEMA DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS SRS MAPCHECK

Guerrero Blanca, J. A. (I); Guirado Llorente, D. (I)

(I) Hospital Universitario Clínico San Cecilio

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS, PRUEBAS DE ACEPTACIÓN, SEGUIMIENTO ESTADÍSTICO

## INTRODUCCIÓN

En el caso de la radiocirugía y la radioterapia estereotáxica corporal, la verificación de los tratamientos antes de su administración puede realizarse mediante dispositivos compuestos por múltiples detectores, siempre que tengan la resolución suficiente. Antes y durante su empleo en la práctica clínica, deben realizarse las pruebas que permitan asegurar que estos dispositivos cumplen con las especificaciones y se mantienen en condiciones adecuadas para el propósito que se persigue con ellos.

El objetivo de este estudio, en lo que respecta a la dosimetría física previa a la validación clínica, es realizar las pruebas de aceptación y caracterizar la respuesta del sistema SRS MapCHECK de Sun Nuclear, así como diseñar un programa de seguimiento de la calidad que permita verificar su correcto funcionamiento con el tiempo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema SRS MapCheck es una matriz de detectores compuesta por 1013 diodos distribuidos en una superficie total de 77 mm x 77 mm; se ha analizado la repetibilidad, pérdida de carga, linealidad y dependencias angular y con la tasa de dosis (frecuencia de repetición de pulsos y altura de pulso) de su respuesta para un haz de RX de 6MV. Cuando ha sido preciso, se ha empleado una microcámara Semiflex 3D de PTW para corregir la medida de los diodos de la matriz. Ambos detectores, SRS MapCheck y Semiflex 3D, se han situado en el interior del maniquí StereoPHAN (SunNuclear) para las medidas. Para establecer un seguimiento de la estabilidad en la respuesta y la uniformidad del dispositivo, se han seleccionado dos variables, que han sido analizadas mediante gráficos de control Shewhart y CUSUM.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El dispositivo muestra una buena repetibilidad de las medidas, con coeficientes de variación inferiores al 0,2% en todos sus detectores. La linealidad es excelente, con valores de  $r^2$  por encima de 0,999999 en todos los casos. La dependencia angular es también buena, con diferencias de dosis absorbida respecto al ángulo 0° menores al 2%, a excepción de incidencias cercanas al plano de la matriz; aquí se produce una disminución brusca de la respuesta del dispositivo (FIGURA 1). En el caso de la tasa de repetición de pulsos, los resultados muestran desviaciones inferiores al 2% para tasas de repetición mayores de 50 UM/min. La dependencia con la amplitud del pulso de radiación, medida mediante la variación de la distancia de la fuente al detector (SDD), muestra valores de dosis absorbidas que difieren en menos de un 2% de la medida de referencia (SDD=100cm). El programa de control estadístico establecido permite detectar cambios del estado del dispositivo a largo plazo, los puntos fuera de control en el período de seguimiento estudiado corresponden a variaciones del acelerador (FIGURA 2).

## CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos indican que las condiciones de trabajo y estabilidad del sistema SRS MapCHECK son adecuadas para la verificación de tratamientos. Se destaca además la importancia del seguimiento del estado del dispositivo como herramienta para detectar posibles desviaciones de su estado de referencia.

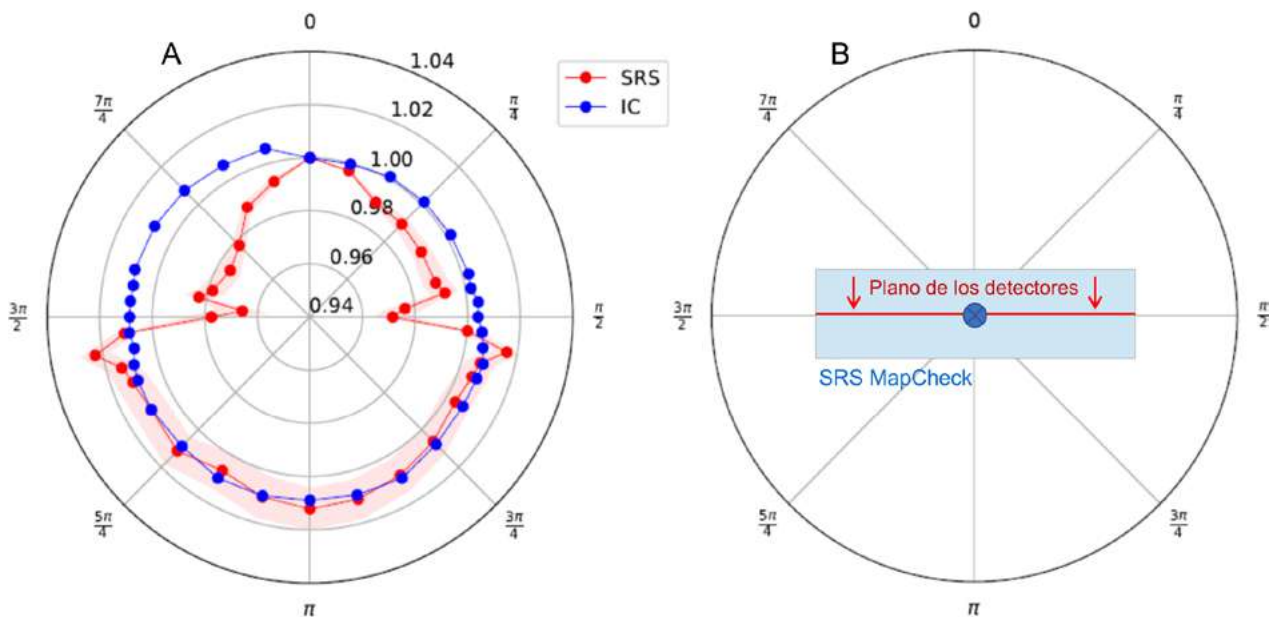


Figura 1: (A) Dependencia de la respuesta de los diodos de la hilera central del sistema SRS MapCheck con el ángulo de incidencia de la radiación para un haz de RX de 6 MV. Los valores experimentales (círculos rojos) se encuentran normalizados a la medida de referencia en un ángulo de 0 radianes y han sido corregidos por las medidas de la cámara de ionización (círculos azules). La zona sombreada corresponde al intervalo de incertidumbres con un factor de cobertura  $k=1$ . (B) Colocación del dispositivo SRS MapCheck para la realización de las medidas, los detectores cuyas medidas se consideran están en la línea perpendicular al plano de la figura (●) y centrados.

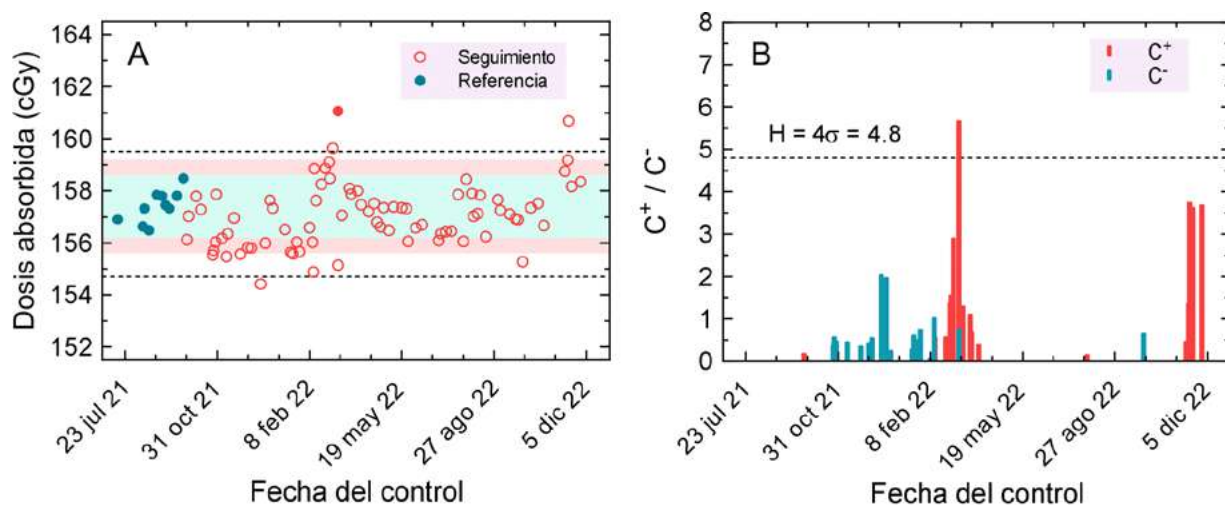


Figura 2: (A) Gráfico Shewhart de la medida de dosis absorbida con el diodo central del sistema SRS MapCheck. Los círculos azules son las medidas mediante las que se estableció el estado de referencia, las zonas sombreadas corresponden a los límites de advertencia ( $2\sigma$ , verde) y control ( $3\sigma$ , anaranjado). La dispersión de las medidas con las que se estableció la referencia es menor que la de la muestra total, lo cual indica que 10 medidas son insuficientes para establecer el estado de referencia; las líneas discontinuas muestran el límite de advertencia cuando se toma la desviación de la muestra total. Se observa un punto fuera de control (círculo rojo) causado por el acelerador, que fue recalibrado para corregir la anomalía. (B) Gráficos CUSUM algorítmicos para el seguimiento de la dosis absorbida medida con el diodo central del sistema SRS MapCheck. Para la determinación del valor del umbral  $H$ , equivalente al límite de control, se ha usado la dispersión de la muestra completa. Se observa que el fuera de control correspondiente al cambio en el acelerador, también la vuelta del gráfico al estado de control tras la calibración efectuada.



## INFLUENCIA DEL ALGORITMO DE CÁLCULO EN RADIOTERAPIA ESTEREOTÁXICA EXTRACRANEAL (SBRT) DE LESIONES PULMONARES

Ronda Peñacoba, S. (1); Mañeru Cámara, F. (1); De la LLana Granja, V. (1); Fuentesmilla Urío, N. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Lamaison Vidarte, M. (1); Pérez Gómez, F. (1); Bragado Álvarez, L. (1); Miquelez Alonso, S. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Fernández Iglesias, A. (1)  
(1) Hospital Universitario de Navarra

**PALABRAS CLAVE:** SBRT, MEDIOS HETEROGÉNEOS, ACUROS XB, AAA, COMPARACIÓN DE ALGORITMOS DE CÁLCULO

### INTRODUCCIÓN

En tratamientos de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) pulmonar la lesión normalmente está inmersa en tejido de baja densidad, obteniendo diferencias en la dosimetría según el tipo de algoritmo empleado en el cálculo. Este trabajo estudia los cambios dosimétricos dependiendo de la localización del tumor, tamaño y algoritmo empleado, según sea AAA (tipo B) o Acuros XB (tipo C). Se investigan las diferencias obtenidas en parámetros que cuantifican la cobertura, conformación y toxicidad del tratamiento.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Las imágenes anatómicas pertenecen a un TC de tórax en el que se simula el PTV en tres localizaciones: el centro del pulmón, sobre la pared torácica y junto al corazón, como muestra la FIGURA 1. Para cada caso, se considera tres tamaños de lesión (1, 2 y 3 cm de diámetro).

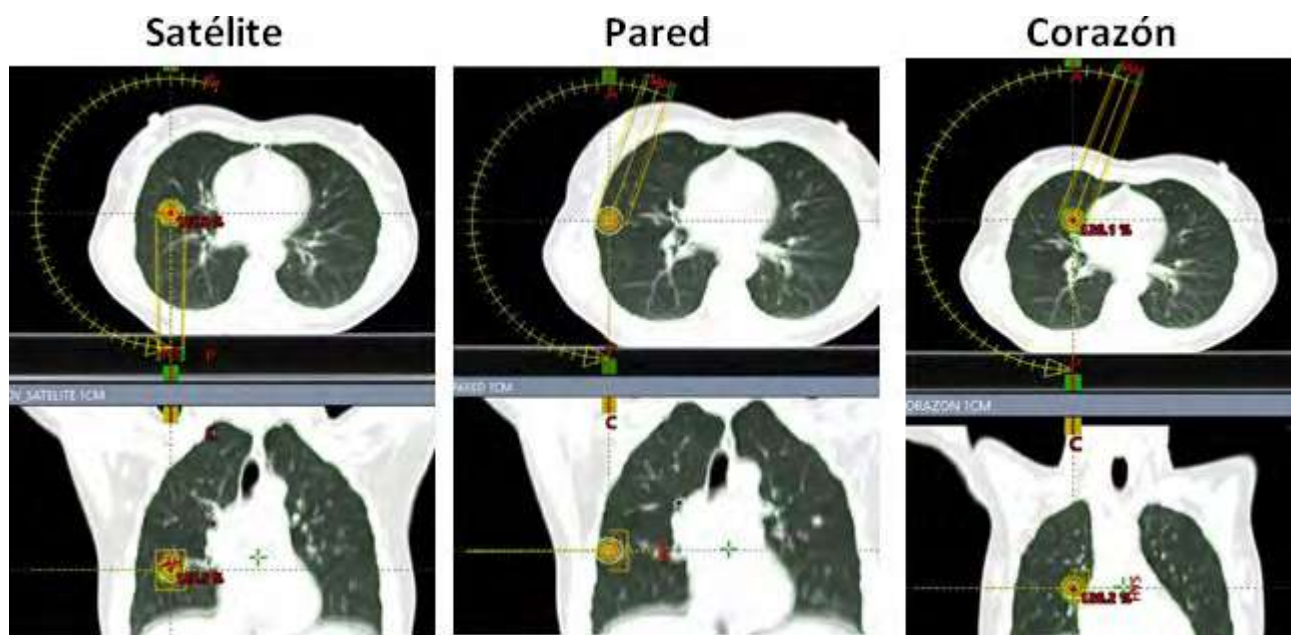


FIGURA 1: Vistas axial y coronal de las localizaciones del PTV de 1 cm escogidas para este estudio.

Con el planificador Eclipse (v.16.1; VMS, Siemens) se diseña un tratamiento de SBRT para cada caso, empleando un semiarco dinámico conformado de energía 6FFF, en un acelerador Truebeam con un colimador MLC\_120HD (VMS, Siemens). Los puntos representativos del HDV se calculan tanto con el algoritmo de AAA como con AXB, manteniendo constantes las UM y el movimiento del MLC.

### RESULTADOS

Para el mismo plan y en todos los casos, el volumen de PTV cubierto con la isodosis de prescripción (V100%) calculado con AXB es menor respecto al obtenido con AAA, siendo la diferencia más extrema del 40%. La diferencia entre algoritmos se incrementa cuanto menor es el tumor (y más proporción de aire contiene), como demuestra la FIGURA 2.

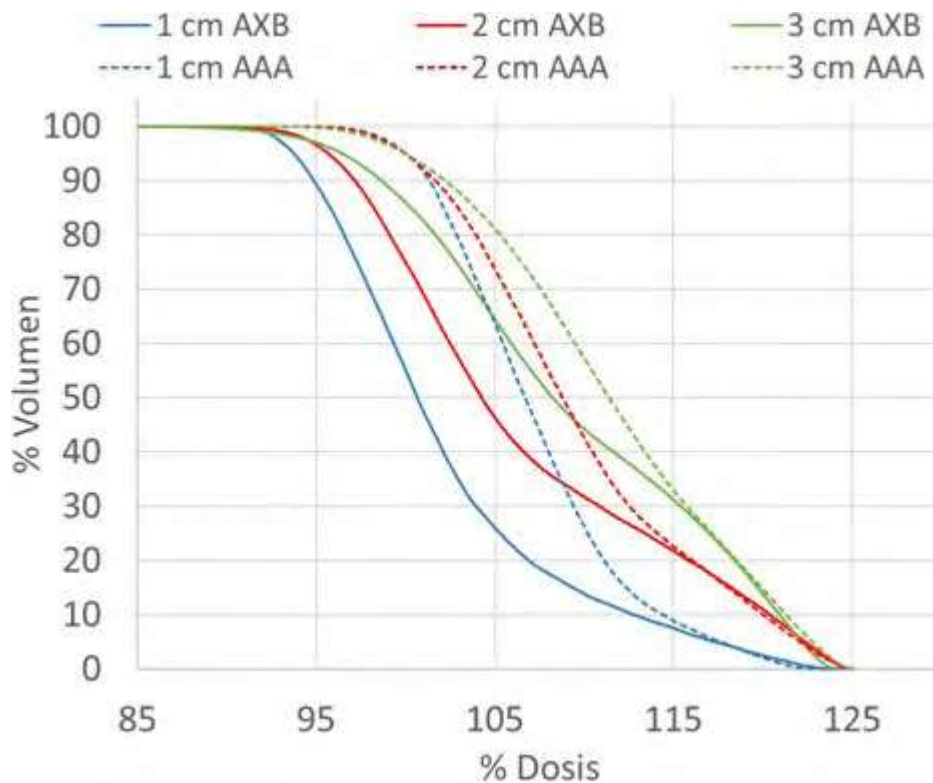


FIGURA 2: HDV obtenidos para el caso del tumor situado en el centro del pulmón, calculados con AXB (línea continua) y AAA (línea discontinua) para un diámetro de ITV de 1 (azul), 2 (rojo) y 3 cm (verde).

El índice de conformidad y el R50% también son menores con AXB que con AAA. Por otro lado, las diferencias en las dosis máximas en el PTV (D2%) calculadas con AXB y AAA son menores del 1%.

Si se comparan los puntos representativos del HDV del ITV, se obtiene que las diferencias en la dosis mínima (D98%) y dosis media no son significativas (en promedio, inferiores al 1%).

## DISCUSIÓN

AAA sobrestima la dosis cerca de las interfaces con respecto a AXB, ajustándose mejor este último a los valores experimentales. En un tratamiento de pulmón, la mayor presencia de aire frente a un tejido blando en el PTV hace que las diferencias en los parámetros representativos del HDV que recogen los informes dosimétricos (V100%, D98%, D2%, IC, entre otros) sean relevantes clínicamente (superiores al 10%).

## CONCLUSIONES

Los criterios de tolerancia habituales para SBRT se han establecido en base a algoritmos tipo B. En anatomías con mucha heterogeneidad, como es el pulmón, es necesario estudiar, según la composición, localización y tamaño del tumor, qué parámetros son consistentes al realizar los cálculos con otro tipo de algoritmo, para asegurar así una transición segura.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> S. LEBREDONCHEL, T. LACORNERIE AND AL, "ABOUT THE NON-CONSISTENCY OF PTV-BASED PRESCRIPTION IN LUNG," *PHYS MED*, VOL. 44, PP. 177-187, 2017.
- <sup>2</sup> E. HEDIN, R. CHAKAROVA AND AL, "IMPLEMENTATION OF ACUROS XB IN TREATMENT PLANNING OF SBRT OF LUNG CANCER," *ANN RADIAT THER ONCOL*, VOL. 1, NO. 1, P. 1009, 2017
- <sup>3</sup> I. CONLES, A. APARICIO AND AL, "IMPLICACIONES CLÍNICAS DE LA PLANIFICACIÓN CON ACUROS EN TRATAMIENTOS DE PULMÓN, CABEZA-CUELLO Y PRÓSTATA," *REV FIS MED*, VOL. 19, NO. 2, PP. 19-28, 2018.
- <sup>4</sup> S. PADMANABAN, S. WARREN AND AL, "COMPARISON OF ACUROS (AXB) AND ANISOTROPIC ANALYTICAL ALGORITHM (AAA) FOR DOSE CALCULATION IN TREATMENT OF OESOPHAGEAL CANCER: EFFECTS ON MODELLING TUMOUR CONTROL PROBABILITY," *RADIAT ONCOL*, VOL. 9, P. 286, 2014.
- <sup>5</sup> B. ERICKSON, B. ACKERSON AND AL, "THE EFFECT OF VARIOUS DOSE NORMALIZATION STRATEGIES WHEN IMPLEMENTING LINEAR BOLTZMANN TRANSPORT EQUATION DOSE CALCULATION FOR LUNG STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY PLANNING," *PRACTICAL RAD ONC*, 2022.





# INTENSIDAD MODULADA TIPO STEP AND SHOOT (ssIMRT) VERSUS ARCOTERAPIA VOLUMÉTRICA DE INTENSIDAD MODULADA (VMAT) PARA PLANIFICACIONES DE TUMORES CEREBRALES

Pérez Fuentes, L. (I); Martín Calé, G. (I); Estrada García, R. (I)

(I) Hospital Universitario Virgen de las Nieves

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA FRACCIONADA DE TUMORES CEREBRALES, IMRT TIPO STEP & SHOOT, VMAT, COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA

## INTRODUCCIÓN

En Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) disponemos de varias técnicas para realizar el plan de tratamiento mediante planificación inversa. En este trabajo estudiamos dos técnicas: IMRT tipo Step and Shoot (ssIMRT) y Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada (VMAT) para tratamiento fraccionado de tumores cerebrales. Comparamos ambas técnicas para evaluar ventajas y desventajas.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Planificamos con ambas técnicas en Pinnacle<sup>3</sup> (Philips, versión 16.2.1) 9 casos clínicos de tumor cerebral tratados en un Versa HD (Elekta). Se han seleccionado pacientes con distintas prescripciones y con un rango de volumen de PTV de 7-125 cm<sup>3</sup>. Las planificaciones se verificaron con un maniquí Octavius 4D (PTW) con el Detector OCTAVIUS 1500XDR, de forma que cumplieran el criterio gamma 3%/2mm superior al 95% (recomendaciones TG218 de la AAPM<sup>1</sup>). Las características de las planificaciones están especificadas en la siguiente tabla:

TABLA 1: Características para ambas técnicas de planificación. FFF: sin filtro aplanador.

|                          | ssIMRT | VMAT |
|--------------------------|--------|------|
| Haz de fotones (MV)      | 6FFF   | 6    |
| Giros de mesa            | 0-6    | 0-1  |
| nº de campos/nº de arcos | 3-13   | 1-3  |

Los parámetros a evaluar fueron: cobertura del PTV (volumen del PTV que recibe el 100 (V100%), 98 y 95% de la dosis prescrita; dosis máxima y media a los órganos de riesgo (OARs) y tiempo estimado de administración del tratamiento. Como parámetro adicional se evalúa el volumen de cerebro irradiado a dosis bajas (12 y 4 Gy). En ningún caso superamos el 107% de la dosis de prescripción.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Al analizar los datos comprobamos que la cobertura de PTV obtenida es muy similar para ambas técnicas, a excepción del V100% que fue mayor con ssIMRT en la mayoría de los casos. Respecto al volumen de cerebro irradiado a dosis bajas, para volúmenes pequeños de PTV de 7-9 cm<sup>3</sup>, el volumen que recibe 12 Gy se reduce con ssIMRT, sin embargo para volúmenes mayores de PTV (>14 cm<sup>3</sup>) este parámetro es muy similar o se reduce con VMAT. El volumen irradiado a 4 Gy no presenta diferencias significativas.

Ambas técnicas cumplen las limitaciones de dosis a OARs usadas en nuestro centro (QUANTEC 2010)<sup>2-6</sup>. Para un volumen de PTV de 7-14 cm<sup>3</sup> la técnica ssIMRT permite disminuir la dosis en estructuras comprometidas al optimizar los ángulos de entrada de los haces. Con la excepción de que el PTV esté rodeado por OARs, lo cual limita las entradas. En este caso es más conveniente usar VMAT para reducir dosis altas muy localizadas. Para volúmenes grandes de PTV (>16 cm<sup>3</sup>) las dosis recibidas por los OARs se reducen con VMAT.

El tiempo de administración del tratamiento resulta menor para VMAT, ya que, con ssIMRT suele ser necesario introducir varios giros de mesa, incrementando el tiempo total.

## CONCLUSIONES

En este análisis preliminar, ambas técnicas son válidas a la hora de realizar un tratamiento fraccionado de tumor cerebral. Los tratamientos planificados con VMAT presentan menor tiempo de administración lo que tiene mayor importancia en centros



con alta carga de trabajo y para pacientes que no toleren bien la máscara indexada. En los casos concretos de PTV pequeño y cercano a algún OAR, los pacientes se beneficiarían de una planificación realizada con ssIMRT.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MIFTEN, M. ET AL. "TOLERANCE LIMITS AND METHODOLOGIES FOR IMRT MEASUREMENT-BASED VERIFICATION QA: RECOMMENDATIONS OF AAPM TASK GROUP No. 218." MEDICAL PHYSICS 45.4 (2018): E53-E83.
- <sup>2</sup> LAWRENCE, Y.R. ET AL. "RADIATION DOSE-VOLUME EFFECTS IN THE BRAIN." INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY\* BIOLOGY\* PHYSICS 76.3 (2010): S20-S27.
- <sup>3</sup> KIRKPATRICK, J.P. ET AL. "RADIATION DOSE-VOLUME EFFECTS IN THE SPINAL CORD." INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY\* BIOLOGY\* PHYSICS 76.3 (2010): S42-S49.
- <sup>4</sup> MAYO, C. ET AL. "RADIATION ASSOCIATED BRAINSTEM INJURY." INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY\* BIOLOGY\* PHYSICS 76.3 (2010): S36-S41.
- <sup>5</sup> MAYO, C. ET AL. "RADIATION DOSE-VOLUME EFFECTS OF OPTIC NERVES AND CHIASM." INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY\* BIOLOGY\* PHYSICS 76.3 (2010): S28-S35.
- <sup>6</sup> EMAMI, B. "TOLERANCE OF NORMAL TISSUE TO THERAPEUTIC RADIATION." REPORTS OF RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY 1.1 (2013): 123-7.

# COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE LOS ALGORITMOS AAA Y ACUROS EN UN MANIQUÍ HETEROGÉNEO

Cipitria Herrero, J. (1); Tornero López, A. (1); Godoy Cazorla, J. (1); Gonzalez Vecín, I. J. (2)

(1) Hospital Universitario Doctor Negrín, (2) Hospital General de Fuerteventura Virgen de la Peña

PALABRAS CLAVE: ALGORITMO ANALÍTICO ANISÓTROPO, AAA, ACUROS

## INTRODUCCIÓN

Comprobaremos cuál de los dos algoritmos, Algoritmo Analítico Anisótropo (AAA) o Acuros, es más preciso calculando la dosis absorbida en distintos medios heterogéneos y su entorno. Para ello lo ideal sería hacer medidas en estas localizaciones y compararlas con lo calculado. Pero esto es complejo, por consiguiente estudiaremos qué ocurre alrededor de la heterogeneidad, con la finalidad de que el principio holográfico nos permita realizar un análisis de lo ocurrido en el seno de esta.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Introducimos heterogeneidades de Aire, pulmón ( $\rho=0,28$ ,  $\rho=0,44$ ), mama ( $\rho=0,97$ ), Agua ( $\rho=1$ ), hueso ( $\rho=1,16$ ,  $\rho=1,78$ ), y  $\text{CaCO}_3$  ( $\rho=1,27$ ,  $\rho=1,46$ ) en el maniquí Multi-Energy CT phantom, colocándolas en las posiciones indicadas a la izquierda de la figura 1. Para tener información detallada de lo que ocurre en el entorno de las heterogeneidades colocamos trozos de películas radiocrómicas gafchromic EBT3 a 6 alturas (líneas rojas en la figura 1) y el detector Octavius 1500 (PTW), debajo de estas. En cada altura, las películas están distribuidas como se ven a la derecha de la figura 1. Hicimos un TAC de simulación del montaje, y con el planificador Eclipse (Varian), planificamos un disparo de 500 UM, (27x27, 6FFF) con los algoritmos AAA y Acuros para un acelerador Truebeam (Varian). Para el análisis seleccionamos una ROI en cada película, calculamos la media y la desviación estándar de los valores de pixel, y las comparamos con lo calculado por el planificador.

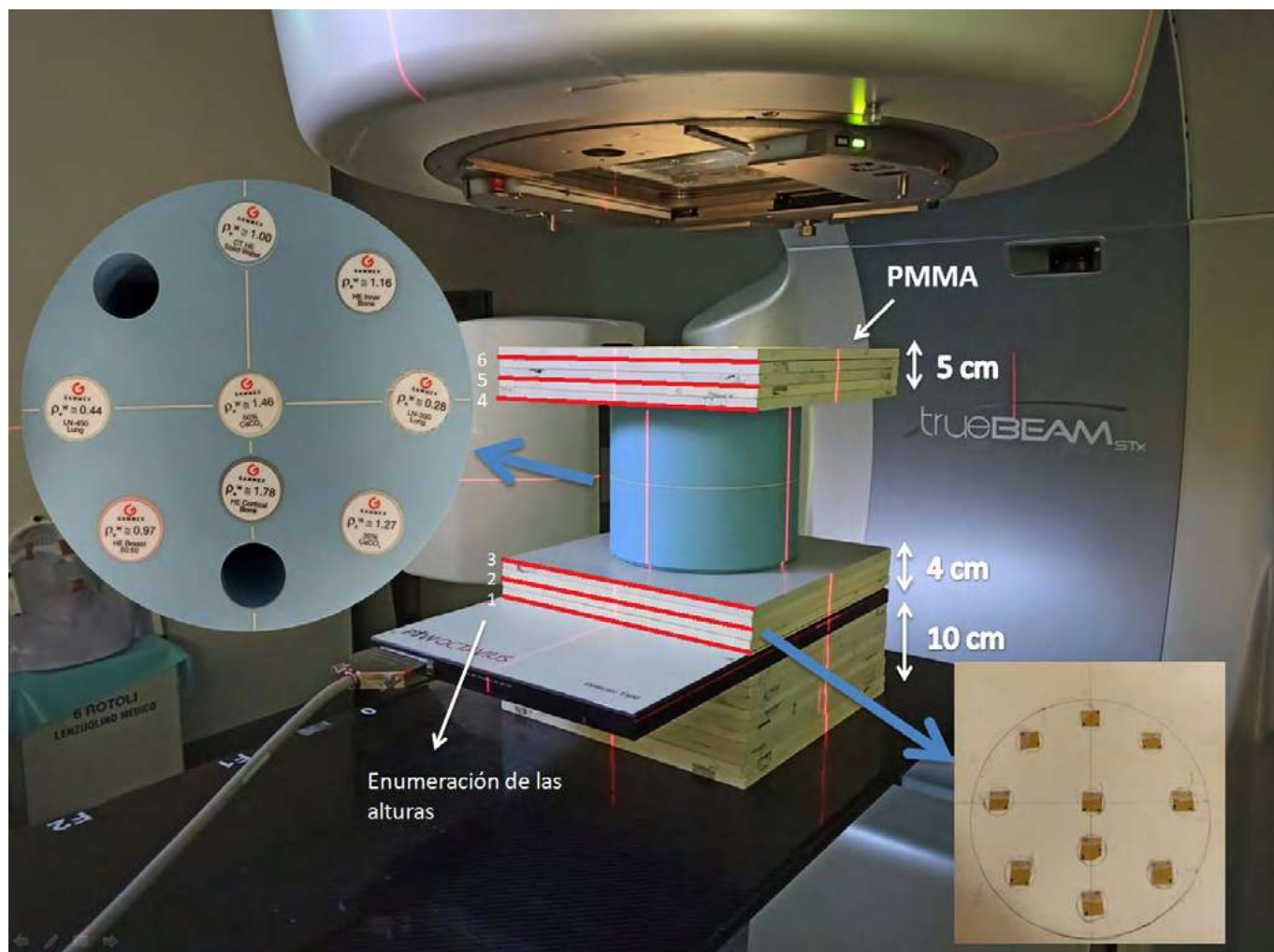


FIGURA 1: Montaje experimental

## RESULTADOS

En la figura 2 vemos que Acuros proporciona una estimación de dosis más realista que AAA en todo el entorno de las heterogeneidades. Observamos que las barras de error son cada vez más grandes cuanto más nos alejamos del centro, consecuencia de que el haz FFF, con su perfil de gradiente característico, proporciona más variabilidad a los valores de pixel más periféricos.

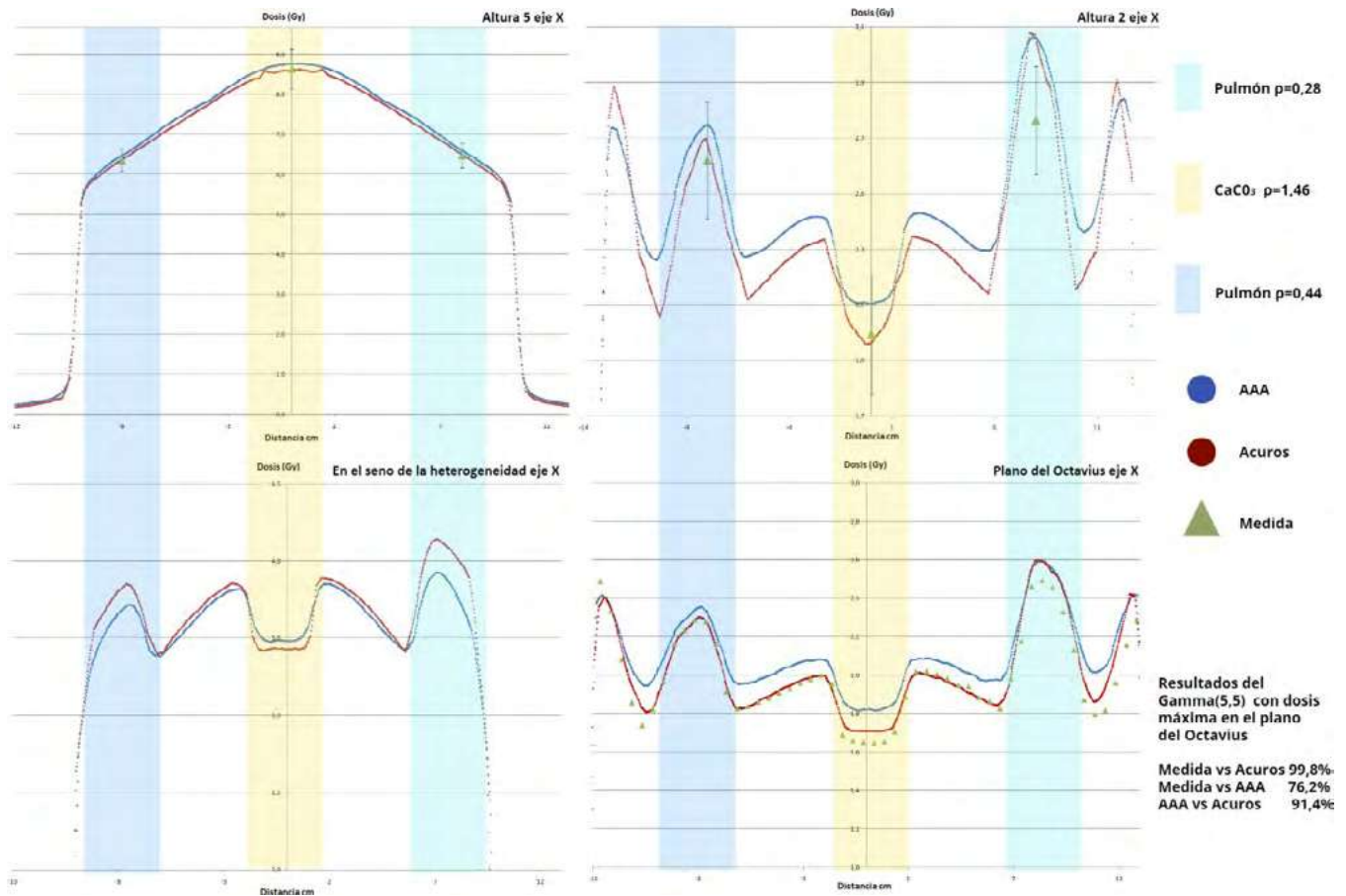


FIGURA 2: Perfiles medidos y calculados por Acuros y AAA a diferentes alturas

## DISCUSIÓN

El hecho de que Acuros se acerque más a las medidas en todo el contorno de las heterogeneidades (obsérvese el resultado gamma y los perfiles en la figura 2) suscita la hipótesis de que este comportamiento tenga lugar también dentro de la heterogeneidad, esto conllevaría que las planificaciones realizadas con AAA estén sobreestimando la dosis en materiales de alta densidad (tumor,  $\text{CaCO}_3$ ...) e infra estimando la dosis en materiales de baja densidad (pulmón). La comparación entre los dos algoritmos tiene un comportamiento congruente en cuanto a la dosis depositada a medida que descendemos de altura en la figura 2.

## CONCLUSIONES

Los resultados conseguidos por el Octavius son congruentes con los conseguidos por las películas, lo cual valida el método de medición (basado en recortes de películas) para poder medir la dosis en la localización deseada. Además, los resultados obtenidos son compatibles con la bibliografía. Teniendo estas corroboraciones, intentaremos confirmar la hipótesis planteada en la discusión, esta vez utilizando un haz plano e introduciendo las películas en el seno de las heterogeneidades, para lo cual estamos trabajando en el diseño diferentes maniquí, incluyendo un biomaniquí.

## REFERENCIAS

- CLINICAL IMPLEMENTATION AND EVALUATION OF THE ACUROS DOSE CALCULATION ALGORITHM. YAN C, COMBINE AG, BEDNARZ G, LALONDE RJ, HU B, DICKENS K, WYNN R, PAVORD DC, SAIFUL HUQ M. J APPL CLIN MED PHYS. 2017 SEP;18(5):195-209. DOI: 10.1002/acm2.12149.
- SU-E-T-529: DOSIMETRIC EVALUATION WITH HETEROGENEITY IN ACUROS XB ADVANCED DOSE CALCULATION ALGORITHM AND ANISOTROPIC ANALYTICAL ALGORITHM (AAA). RANA S, ROGERS K. MED PHYS. 2012 JUN;39(6PART18):3827. DOI: 10.1118/1.4735618.
- EVALUATION OF AAA AND XVMC ALGORITHMS FOR DOSE CALCULATION IN LUNG EQUIVALENT HETEROGENEITY IN PHOTON FIELDS: A COMPARISON OF CALCULATED RESULTS WITH MEASUREMENTS. SINGH N, PAINULY NK, CHAUDHARI LN, CHAIRMADURAI A, VERMA T, SHROTIYA D, BHATT CP. J BIOMED PHYS ENG. 2018 SEP
- DOSIMETRIC EVALUATION OF ACUROS XB ADVANCED DOSE CALCULATION ALGORITHM IN HETEROGENEOUS MEDIA. FOGLIATA A, NICOLINI G, CLIVIO A, VANETTI E, COZZI L. RADIAT ONCOL. 2011 JUL 19;6:82. DOI: 10.1186/1748-717X-6-82.



<sup>5</sup> DOSIMETRIC VALIDATION OF ACUROS XB WITH MONTE CARLO METHODS FOR PHOTON DOSE CALCULATIONS. BUSH K, GAGNE IM, ZAVGORODNI S, ANSBACHER W, BECKHAM W. MED PHYS. 2011 APR;38(4):2208-21. DOI: 10.1118/1.3567146.

<sup>6</sup> DOSIMETRIC EVALUATION OF ACUROS XB DOSE CALCULATION ALGORITHM WITH MEASUREMENTS IN PREDICTING DOSES BEYOND DIFFERENT AIR GAP THICKNESS FOR SMALLER AND LARGER FIELD SIZES. RANA S, ROGERS K. J MED PHYS. 2013 JAN;38(1):9-14. DOI: 10.4103/0971-6203.106600.

## EVALUACIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS EN HETEROGENEIDADES CON ALGORITMO MONTE CARLO DE MÓNACO

Mosquera Cereijo, I. (1); Velasco Fernández, C. (1); Lusa Agüero, T. (1); Gómez Pardos, R. (2)

(1) Hospital Clínico de Valencia, (2) Consorcio Hospital General de Valencia

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, HETEROGENEIDADES, MONTE CARLO.

### INTRODUCCIÓN

Los cambios de densidades que se encuentran en la planificación de un tratamiento de radioterapia (aire en la cavidad torácica o titanio en una prótesis) obligan a prestar especial atención a la caracterización de los distintos tejidos en el planificador.

Es necesario trabajar con una curva CT2ED que relacione correctamente densidad electrónica y número CT de las distintas estructuras, para así calcular una distribución de dosis lo mas realista posible.

El propósito de este trabajo ha sido estudiar el funcionamiento de las correcciones por heterogeneidad en el algoritmo de planificación Monte Carlo del planificador Monaco de Elekta.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza el maniquí CIRS (modelo 062M) para obtener las curvas de calibración CT2ED y para la medida directa de dosis con cámara de ionización. Dicho maniquí está compuesto por una serie de insertos que emulan distintos materiales de densidades conocidas. A partir de una imagen CT del mismo, podemos obtener las HU de cada material, relacionarlo con sus densidades y construir las curvas.

El análisis se hace comparando directamente la dosis calculada por el planificador con la medida con cámara de ionización en un mismo punto. Para ello se coloca una Semiflex tras un inserto de titanio y se mide la dosis para un campo 3x3 cm<sup>2</sup> y 100 MU. Se estudian 3 casos para el cálculo de la dosis. En primer lugar, se introduce en el TPS una curva sin titanio (FIGURA 1). Éste usará como densidad para el titanio la más alta de la curva. Segundo, una curva en la que sí está el titanio (FIGURA 1), pero encontrando el problema de la saturación del CT. Las HU que se le asignan son inferiores a las que realmente le corresponderían puesto que el equipo no puede pasar de un determinado umbral que corresponde realmente a un material menos denso. Por último, se fuerza directamente la densidad electrónica del titanio a su valor real de la bibliografía.

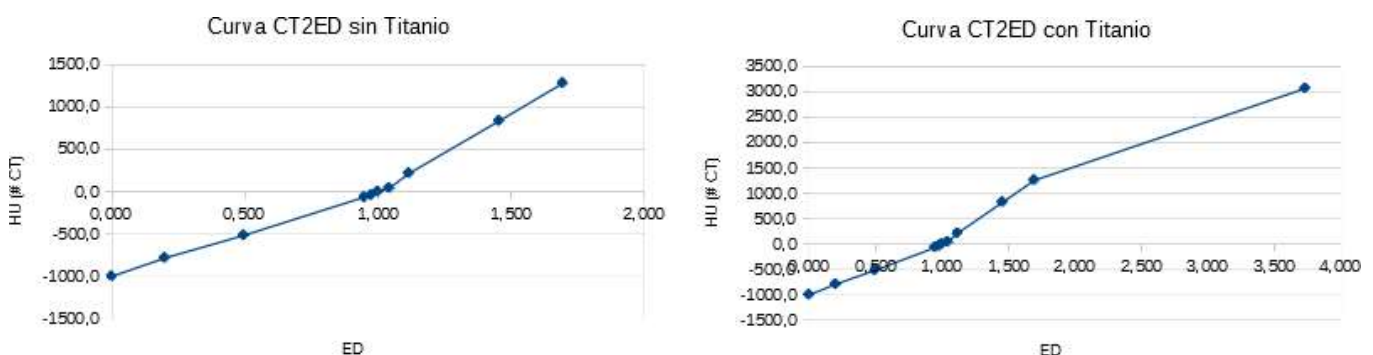


FIGURA 1: Curvas CT2ED.

### RESULTADOS

Los resultados obtenidos para la dosis medida con cámara y los calculados en Monaco y para diferentes energías, se encuentran recogidos en la TABLA 1.





| Energía (MV) | D (Gy) | CT2ED without Titanium |         | CT2ED with Titanium |        | ED Titanium Forced |         |
|--------------|--------|------------------------|---------|---------------------|--------|--------------------|---------|
|              |        | D (Gy) pMC             | Diff.   | D (Gy) pMC          | Diff.  | D (Gy) pMC         | Diff.   |
| 6            | 0,956  | 1,025                  | 7,17 %  | 0,970               | 1,42 % | 0,955              | -0,15 % |
| 10           | 0,965  | 1,032                  | 6,99 %  | 0,996               | 3,26 % | 0,980              | 1,60 %  |
| 6 FFF        | 0,973  | 1,066                  | 9,54 %  | 1,006               | 3,37 % | 0,987              | 1,42 %  |
| 10 FFF       | 0,970  | 1,078                  | 11,12 % | 1,034               | 6,58 % | 1,020              | 5,14 %  |

TABLA 1: Resultados.

En el primero de los casos, sin introducir el titanio, se obtienen diferencias desde el 7% en el mejor de los casos. Las dosis son más altas que las reales debido a que Monaco subestima la atenuación en titanio. En segundo lugar, los resultados mejoran (diferencias desde 1,4% para 6 MV hasta 6,6% para 10FFF), pero Monaco sigue calculando una dosis superior a la real. Finalmente, forzando la densidad, observamos unos resultados considerablemente buenos (inferiores al 2%), excepto para 10FFF.

## CONCLUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran que MonteCarlo calcula bien incluso con titanio si se fuerza la densidad de éste, salvo para 10FFF, donde se encuentran diferencias a tener en cuenta.

Asimismo, se destaca la importancia de introducir adecuadamente la curva CT2ED en el planificador, dado que podemos encontrarnos con el problema de la saturación, utilizar una densidad que no es la correcta y obtener una dosimetría inexacta.

# VIABILIDAD DE LA APLICACIÓN DE UN FACTOR DE CALIBRACIÓN INTERNA PARA EL USO DE UNA CÁMARA ROOS PARA EL CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO DE RAYOS X DE BAJA ENERGÍA DE IORT PAPILLON 50+

Díaz Martín, D. (1); Sampayo Muñoz, A. (1); González Alcantud, I. (1); Portas Ferradás, B. C. (1); Jiménez Vegas, D. (1); Niebla Piñero, A. (1); Alonso Alonso, S. (1); Pinza Molina, M. D. C. (1)

(1) Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA, PAPILLON 50+, AGUA VIRTUAL, CALIBRACIÓN INTERNA.

## INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Los equipos de radioterapia intraoperatoria (IORT) emplean fotones de baja energía, del orden de los 50 kV. La mayoría de las cámaras de ionización sumergibles en agua están diseñadas para la medida de fotones de energías del orden del megavoltaje, dificultando la medida de la dosis en agua para estos equipos. Los objetivos de este trabajo son establecer un factor de calibración interna entre una cámara de ionización plano-paralela TM23342W no sumergible y una cámara Roos TM34001 sumergible, así como estudiar el rango de filtración del haz en el que este es válido.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para realizar las medidas empleamos como fuente de radiación el equipo Arianne Papillon 50+ con el aplicador esférico de IORT de mama de 40mm de diámetro, energía de 50 kV y HVL de  $1,79 \pm 0,06$  mm de aluminio. La cámara de referencia, calibrada en laboratorio para energías de este orden, fue la TM23342W de PTW y la cámara para la que obtuvimos el factor de calibración interna fue la Roos TM34001 de PTW. El electrómetro empleado fue el Unidos E T10008 de PTW y como maniquí láminas de agua virtual, situando la cámara encima de al menos un espesor másico de  $5\text{g/cm}^2$  y lateralmente 15 cm garantizando la presencia de radiación retrodispersa [1]. Los detectores se colocaron en una lámina de agua virtual con un inserto específico para cada cámara. Por encima de ellas se situaron diferentes espesores del mismo material para observar el comportamiento de la carga colectada por cada una de ellas y por tanto del factor de calibración entre ambas.

Para obtener el coeficiente de calibración irradiamos 1000UM, correspondientes a 10Gy de dosis absorbida en agua en contacto con el aplicador, medimos la dosis a 1cm de profundidad en agua virtual con la cámara TM23342W y la dividimos entre la carga (corregida por el factor de presión y temperatura) obtenida en la cámara Roos TM34001 en iguales condiciones de medida.



## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Cabe esperar que la cámara Roos, al no estar diseñada para trabajar con energías bajas de rayos X, presente una fuerte dependencia en el cociente carga colectada-dosis absorbida en agua con la filtración del haz, esperando obtener diferentes coeficientes de calibración cruzada en dosis con respecto a la cámara TM23342W para las distintas profundidades en agua virtual a las que hemos medido. Sin embargo, nuestros datos (figura y tabla adjuntas) muestran que hasta una profundidad de 3 cm en agua virtual el coeficiente varía menos de un 4,3% con respecto al obtenido a 1 cm.

## CONCLUSIONES

Aplicando el factor de calibración obtenido, es posible emplear la cámara Roos para realizar controles de calidad periódicos del equipo de IORT en los que se requiera medir dosis absoluta en agua, siempre y cuando la profundidad de medida sea similar a la de calibración, (asumiendo que el error en el posicionamiento será siempre inferior a 3 cm) permitiendo que la variación en el factor sea del orden de la incertidumbre en la medida de la dosis.

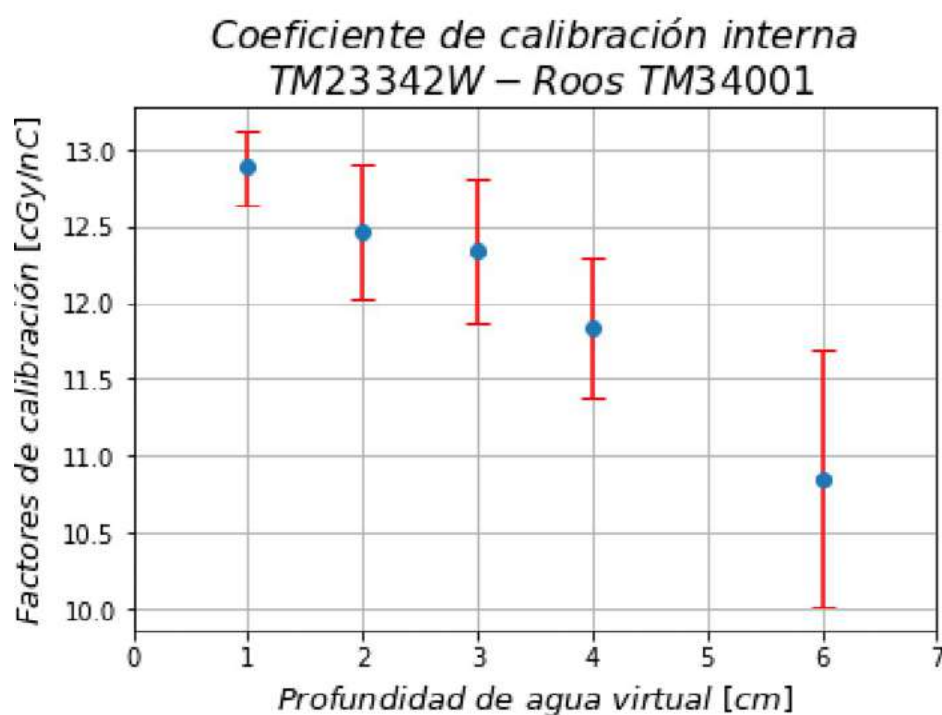


Figura 1

| Profundidad (cm) | $N_{D,w,Q}$ | $\Delta N_{D,w,Q}$ |
|------------------|-------------|--------------------|
| 1                | 12.88       | 0.24               |
| 2                | 12.46       | 0.44               |
| 3                | 12.34       | 0.47               |
| 4                | 11.83       | 0.46               |
| 6                | 10.85       | 0.84               |

**Tabla 1.** Factores de calibración obtenidos a diferentes profundidades de agua virtual con su correspondiente incertidumbre. El primer dato corresponde al promedio de 4 sets de medidas.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> N°, COLECCIÓN DE INFORMES TÉCNICOS. 398, DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA CON HACES EXTERNOS. IAEA-TRS-398, VIENA, 2005.



<sup>2</sup> IPE, NISY E. AIR KERMA CALIBRATION FACTORS AND KCH VALUES FOR PTW SOFT X-RAY, NACP AND ROOS IONIZATION CHAMBERS AT VERY LOW X-RAY ENERGIES (0.035 MM-1.0 MM AL HVL). SLAC NATIONAL ACCELERATOR LAB., MENLO PARK, CA (UNITED STATES), 1999.

## VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE LESIONES NO ISOCÉNTRICAS CON DETECTORES DE DIMENSIONES REDUCIDAS

Alonso Delgado, I. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Martín García, D. (1); Adairni Hernández, P. (1); Botella Faus, P. (1); Gaitán Simón, Á. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Ferrando Sánchez, A. (2); Cabello Murillo, E. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

PALABRAS CLAVE: VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS, RADIOCIRUGÍA, METÁSTASIS MÚLTIPLES

### INTRODUCCIÓN

En los últimos años se está produciendo un aumento en las radiocirugías de metástasis múltiples en detrimento del tradicional tratamiento holocraneal a fin de mejorar la toxicidad sin empeorar la supervivencia. [1]

Actualmente existen tecnologías que permiten tratar múltiples lesiones intracraneales con un único isocentro. Dadas las altas dosis por fracción de estos tratamientos, su correcta verificación cobra especial relevancia.

Al generar un plan de verificación en Eclipse, por defecto se sitúa el centro del maniquí en el isocentro. Esto puede resultar problemático cuando el detector es de dimensiones reducidas y las lesiones se encuentran alejadas del isocentro. En estos casos, podría suceder que el detector no abarcara la superficie suficiente como para registrar las dosis más altas del tratamiento, haciendo esta verificación menos fiable.

### MATERIAL Y MÉTODOS

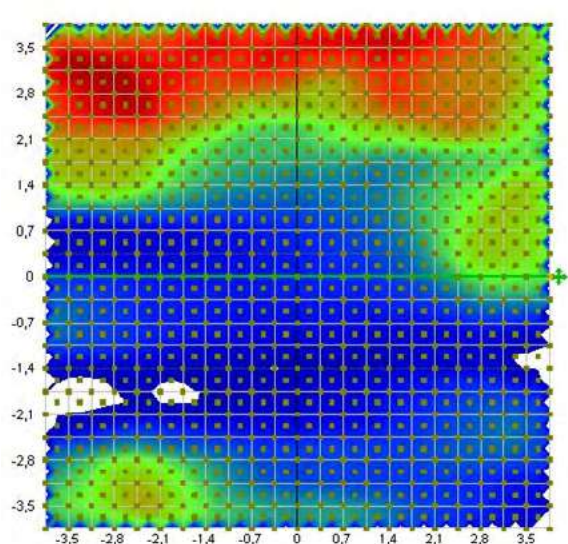
En nuestro centro las verificaciones de radiocirugías planificadas mediante Hyperarc (Varian Medical Systems) se llevan a cabo con el detector SRS Mapcheck (Sun Nuclear), el cual cuenta con 1013 diodos dispuestos en un array cuadrado de 77 milímetros de lado. Sus dimensiones lo hacen incapaz de realizar verificaciones simultáneas de metástasis alejadas.

Se propone un método para la verificación de este tipo de tratamientos consistente en crear tantos planes QA como metástasis existan, teniendo en cuenta el centro geométrico de cada una de ellas y aplicando en cada plan los desplazamientos necesarios para centrar el detector en la lesión correspondiente.

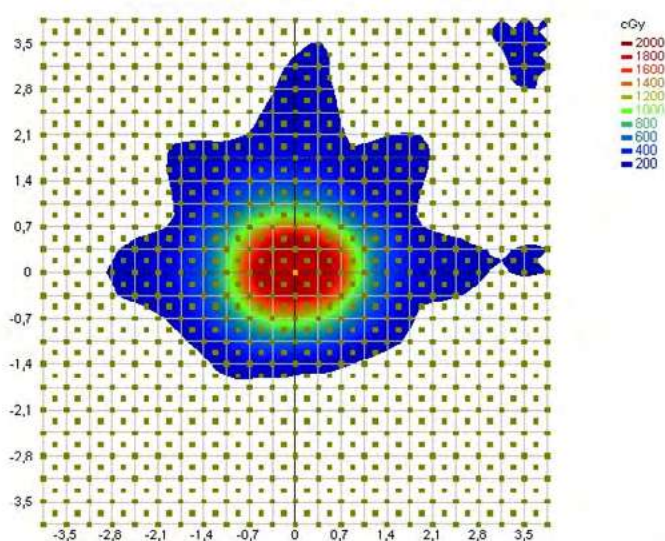
Se generaron planes de verificación en 6 casos de pacientes tratados de 2 metástasis intracraneales con un único isocentro. Se verificó el tratamiento mediante dos métodos diferentes: el método antiguo o A (plan QA único, detector centrado en el isocentro, giro de mesa reseteado a 0) y el método nuevo o B (un plan QA por cada metástasis, detector centrado en la lesión, manteniendo giro de mesa). Se comparan los resultados del test gamma (2%/1 mm y 1%/1 mm, dosis absoluta, umbral de 10% de dosis) [2] para ambos métodos.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

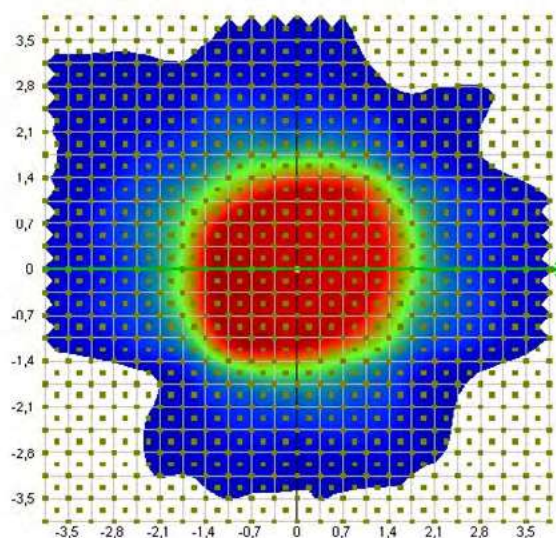
En la figura 1 se observa la distribución de dosis medida por el detector mediante el método A y el método B. Una vez analizado el test gamma ( $\gamma$ ) se observa que el índice obtiene mejores resultados cuando la verificación se realiza por el método B, como se refleja en la tabla anexa (TABLA 1). Por ello, podemos afirmar que al seguir este método de centrado del detector en los volúmenes de interés comprobamos de manera más precisa el tratamiento planificado ya que se verifican las dosis más altas correspondientes con la prescripción del tratamiento, evitando el análisis en zonas de dosis bajas que puede dar lugar a falsas alarmas.



cGy  
910  
819  
728  
637  
546  
455  
364  
273  
182  
91



cGy  
2000  
1800  
1600  
1400  
1200  
1000  
800  
600  
400  
200



cGy  
1720  
1548  
1376  
1204  
1032  
860  
688  
510  
344  
172

| Paciente | Método A                |                         | Método B                |                         |
|----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
|          | $\gamma$ (2%, 1 mm) < 1 | $\gamma$ (1%, 1 mm) < 1 | $\gamma$ (2%, 1 mm) < 1 | $\gamma$ (1%, 1 mm) < 1 |
| 1        | 49.4%                   | 36.9%                   | 96.0%                   | 74.1%                   |
|          |                         |                         | 98.1%                   | 78.0%                   |
| 2        | 80.0%                   | 56.3%                   | 98.2%                   | 89.9%                   |
|          |                         |                         | 99.3%                   | 90.1%                   |
| 3        | 95.6%                   | 84.3%                   | 97.2%                   | 92.5%                   |
|          |                         |                         | 92.9%                   | 82.6%                   |
| 4        | 88.2%                   | 66.8%                   | 94.9%                   | 85.9%                   |
|          |                         |                         | 96.9%                   | 85.4%                   |
| 5        | 72.7%                   | 51.3%                   | 95.1%                   | 70.0%                   |
|          |                         |                         | 82.8%                   | 64.0%                   |
| 6        | 93.6%                   | 82.4%                   | 99.6%                   | 95.7%                   |
|          |                         |                         | 97.7%                   | 88.3%                   |



## CONCLUSIONES

La verificación de los tratamientos con metástasis múltiples intracraneales se lleva a cabo de manera más fidedigna mediante el método propuesto. Por ello, se adopta como procedimiento del Servicio.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> NIRANJAN, A. ET AL. (2019) "GUIDELINES FOR MULTIPLE BRAIN METASTASES RADIOSURGERY," PROGRESS IN NEUROLOGICAL SURGERY, PP. 100–109.
- <sup>2</sup> MIFTEN, M. ET AL. (2018) "TOLERANCE LIMITS AND METHODOLOGIES FOR IMRT MEASUREMENT-BASED VERIFICATION QA: RECOMMENDATIONS OF AAPM TASK GROUP NO. 218," MEDICAL PHYSICS, 45(4).

# MEDIDA DE PERFILES DE DOSIS PARA CONTROL DE CALIDAD MENSUAL CON MATRIXX EVOLUTION Y UNA EVALUACIÓN GAMMA

Cuevas Jurado, R. (1); Barbés Fernández, B. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: CONTROL DE CALIDAD, EVALUACIÓN GAMMA, MATRIXX EVOLUTION, ESTABILIDAD DEL HAZ.

## INTRODUCCIÓN

Se propone realizar un control de calidad (cc) mensual de perfiles de dosis, comparando las medidas obtenidas con un estado de referencia a través de un criterio gamma<sup>1</sup>.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El dispositivo de medida utilizado es el *MatrixX Evolution* (IBA Dosimetry, Germany), constituido por una matriz de 1020 sensores (área de medida activa: 24.2 x 24.2 cm<sup>2</sup>).

El software utilizado para la toma de medidas es el *OmniPro I'mRT*.

Se miden haces de 20 x 20 cm<sup>2</sup> en un *Versa HD* (5 energías de fotones y 4 de electrones) y en un *Oncor Impression Plus* (2 energías de fotones y 5 de electrones).

El estado de referencia para cada energía se obtuvo promediando 10 medidas, realizadas tras un cc del haz con cuba. De esta forma, también se pudo demostrar la reproducibilidad de las medidas, ya que ninguno de los puntos medidos discrepó más del 0.8% respecto a su promedio.

La comparación con el estado de referencia se realiza con un programa que hemos desarrollado en Python, el cual aplica un criterio gamma a todos los sensores de la matriz, de forma que no solo evaluamos los perfiles en 1D, sino el haz en su totalidad (en 2D), incluyendo penumbras y colas.

Para cuantificar el error de posicionamiento del *MatrixX*, se recalculó el factor gamma con traslaciones de 0.5mm en cada dirección del espacio en las medidas del *Versa*, cuyo MLC presenta una incertidumbre de posicionamiento de menos de 1mm. No tendría sentido hacerlo en el *Oncor*, pues su MLC presenta una incertidumbre de posicionamiento de 2mm.

## RESULTADOS

Los resultados extraídos de los dos ALE hasta el momento, tras 112 medidas, se muestran en la TABLA 1. En la FIGURA 1, pueden verse unos ejemplos de mapas de índices gamma obtenidos con nuestro programa.



| VERSA                     |                           |                             |
|---------------------------|---------------------------|-----------------------------|
| $\gamma(1\%, 2\text{mm})$ | $\gamma(1\%, 1\text{mm})$ | $\gamma(1\%, 0.5\text{mm})$ |
| 99.83%                    | 99.61%                    | 99.33%                      |
| ONCOR                     |                           |                             |
| $\gamma(1\%, 3\text{mm})$ | $\gamma(1\%, 2\text{mm})$ | $\gamma(1\%, 1\text{mm})$   |
| 98.93%                    | 97.38%                    | 92.99%                      |

TABLA 1: Porcentajes de aceptación promediados para distintos criterios gamma. El empleo de criterios más laxos en el caso del Oncor se debe a la mayor incertidumbre de posicionamiento de su MLC

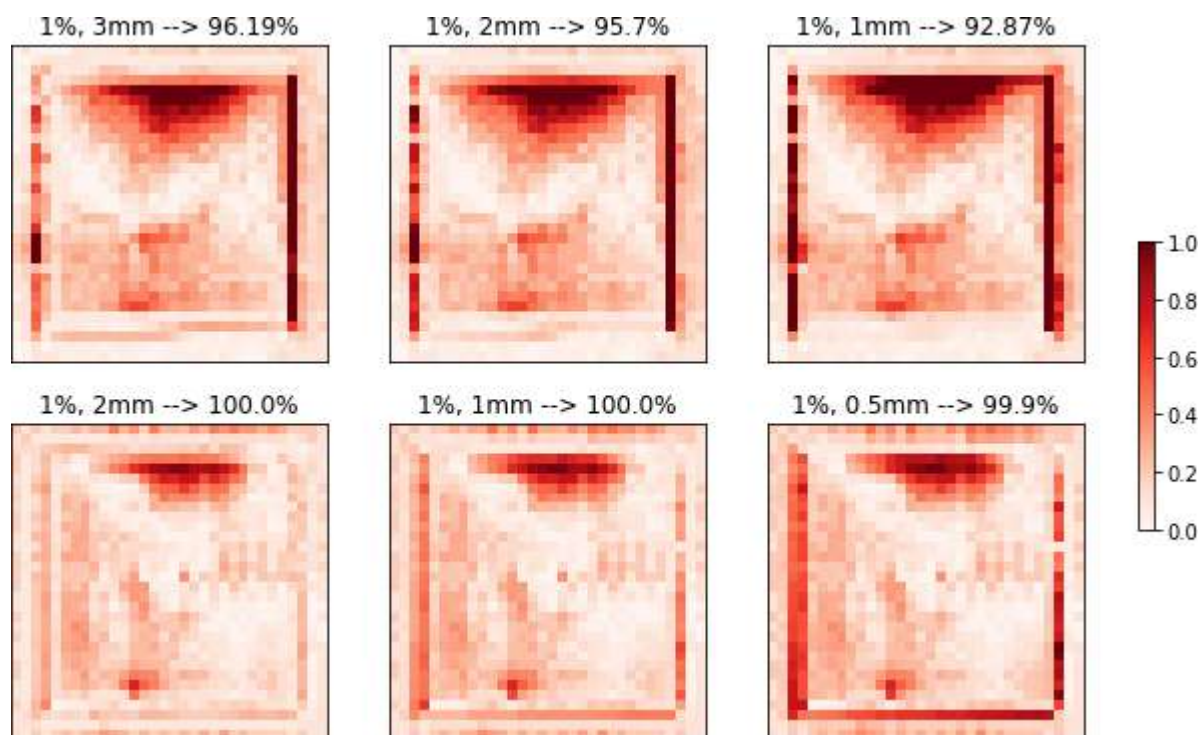


FIGURA 1: Mapas de índices gamma para fotones de 6MV (Oncor arriba y Versa abajo)

El cálculo del factor gamma con traslaciones no mejoró significativamente en ningún caso.

## DISCUSIÓN

Se trata de un control exhaustivo, puesto que realizamos la evaluación de la estabilidad del haz en su totalidad.

Por otro lado, el tiempo requerido para medir todas las energías es de unos 20 minutos, lo que puede permitir aumentar la frecuencia de control del haz.

Además, el dispositivo de medida utilizado está disponible en numerosos servicios de Radiofísica de toda España, por lo que se trata de un control que está al alcance de estos.

## CONCLUSIONES

El control de calidad propuesto en este trabajo nos proporciona un procedimiento rápido y fiable para la verificación en 2D de la estabilidad del haz.

Por otro lado, no se detecta un aumento de imprecisión debido al posicionamiento del MatriXX.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> WENDLING ET AL., 2007 ([HTTPS://DOI.ORG/10.1118/1.2721657](https://doi.org/10.1118/1.2721657))

## TUMORES ISLAS EN SBRT DE PULMÓN: ANÁLISIS, PLANIFICACIÓN Y DOSIMETRÍA IN VIVO

González Vízquez, M. (1); Castro Nora, D. (1); Sánchez Esperón, J. (1); Montero Perea, E. (1); Luis Simón, F. J. (1); Velazquez Miranda, S. (1)  
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

PALABRAS CLAVE: TUMOR ISLA, ESFERA, ROBUSTEZ, DOSIMETRÍA IN VIVO

### INTRODUCCIÓN

Los tumores islas son también llamados subcentimétricos cuando trabajamos con haces de 6MV. De manera general podemos definirlo como tumores más pequeños que el máximo del rendimiento de los haces incidentes en el re-build-up entre el tejido pulmonar y el tumor. Esto conlleva que no consigamos equilibrio electrónico en su interior, algo que complica el cálculo dosimétrico y su verificación. Por otro lado, la dificultad de la visualización de estas lesiones en los CBCT reduce la robustez de los tratamientos y un GTV de diámetro parecido al ancho de lámina aumenta la probabilidad de efecto interplay.

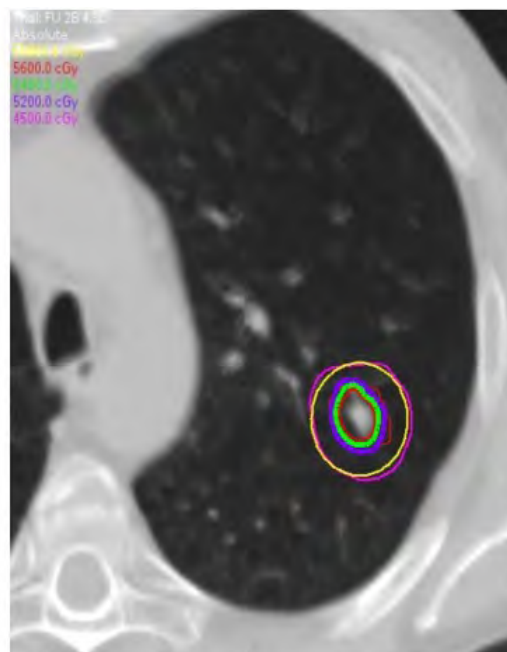
Se hace necesario, por tanto, generar un procedimiento especial para el diseño de los tumores isla que permita salvar todas estas dificultades. De dicho procedimiento nos ocupamos en esta investigación.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Analizamos 12 pacientes con tumores isla, todos ellos calculados con CCC de Pinnacle versión 16.1 y tratados en TrueBeam (MLC de 5mm). Se planifican buscando:

1. El aumento de la robustez con la ampliación de márgenes
2. El aumento de la componente de radiación secundaria sobre el tumor para acercar lo calculado a lo medido
3. Una baja modulación de fluencia para reducir la probabilidad de efecto interplay.

Con este objetivo, generamos un contorno de una esfera de 30 mm de diámetro sobre el baricentro de GTV. La conformación se realiza sobre dicha esfera y se normaliza la dosis sobre el GTV.



**Figura 1:** Ejemplo de planificación de tumor isla con esfera de 30 mm de diámetro con dosis de prescripción de 54Gy.

Posteriormente, se estudia la primera fracción de dosimetría in-vivo con SunCheck versión 3.2.1.

Se establece la función gamma 3%-3mm con umbral del 10% para la evaluación de la dosimetría portal (2D), así como para la dosimetría 3D del volumen PTV.

Para determinar la importancia del cálculo de robustez analizamos también los desplazamientos en la IGRT.





## RESULTADOS

Los desplazamientos generados en IGRT fueron:

|                                   | Vrt (cm) | Lng (cm) | Lat (cm) | Pitch (°) | Roll (°) | Rtn (°) |
|-----------------------------------|----------|----------|----------|-----------|----------|---------|
| <b>Promedio desplazamientos</b>   | 0,27     | 0,35     | 0,15     | 0,72      | 0,90     | 0,99    |
| <b>Desviación desplazamientos</b> | 0,18     | 0,22     | 0,11     | 0,60      | 0,61     | 0,75    |

Tabla 1: Análisis de desplazamientos de IGRT realizados tras CBCT.

Respecto a la dosimetría portal, el porcentaje de los puntos que cumplen la función gamma se encuentra entre un valor mínimo medio de  $(86\pm14)\%$  y un valor máximo medio de  $(98,3\pm1,7)\%$ . El estudio 3D de la función gamma para el volumen PTV muestra un  $(88\pm12)\%$ .

## DISCUSIÓN

Se infiere que a pesar de las dificultades con el método presentado de planificación conseguimos reproducir los valores habituales.

Las correcciones de IGRT no son desplazamientos óptimos para el tamaño de las lesiones por lo que recomendamos tratar en única sesión con simulación el mismo día de tratamiento y mantener la planificación con esfera.

## CONCLUSIONES

Debemos avanzar en el cálculo de full Montecarlo para estos pacientes, pero mientras tanto el procedimiento de la esfera nos corrige los riesgos de pérdida de robustez de los tumores isla y nos permite unos resultados aceptables en la dosimetría in vivo.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> POKHREL D, HALFMAN M, SANFORD L. FFF-VMAT FOR SBRT OF LUNG LESIONS: IMPROVES DOSE COVERAGE AT TUMOR-LUNG INTERFACE COMPARED TO FLATTENED BEAMS. J APPL CLIN MED PHYS. 2020 JAN;21(1):26-35. DOI: 10.1002/acm2.12764. EPUB 2019 DEC 20. PMID: 31859456; PMCID: PMC6964748.
- <sup>2</sup> OHTAKARA K, HOSHI H. COMPARISON OF PENCIL BEAM-BASED HOMOGENEOUS VS INHOMOGENEOUS TARGET DOSE PLANNING FOR STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY OF PERIPHERAL LUNG TUMORS THROUGH MONTE CARLO-BASED RECALCULATION. MED DOSIM. 2015 AUTUMN;40(3):248-55. DOI: 10.1016/j.meddos.2015.02.001. EPUB 2015 MAR 14. PMID: 25776903.

# ESTABILIDAD DEL COEFICIENTE DE CALIBRACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE LA PÉRDIDA DE SEÑAL POST-IRRADIACIÓN DE LOS TLD-400

Torres López, M. (1); López Romero, A. (1); Rodríguez Romero, R. (1); Colado Tornero, J. L. (1); Gómez Gascón, ? (1); Martínez Ortega, J. (1); Pinto Monedero, M. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

PALABRAS CLAVE: TLD-400, TSET, FADING

## INTRODUCCIÓN

Los dosímetros termoluminiscentes (TLD) permiten medir la dosis in vivo durante el tratamiento de pacientes de radioterapia. El objetivo de este trabajo es verificar la constancia de los coeficientes de calibración utilizados para cada dosímetro y verificar la pérdida de señal (fading) post-irradiación en la técnica de irradiación total con electrones (TSET).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Las irradiaciones se realizaron acorde a la técnica de Stanford: energía nominal de 6 MeV, tasa 888 UM/min, tamaño de campo 36 x 36 cm<sup>2</sup> y distancia fuente-superficie 400 cm, anteponiendo 8 mm de PMMA a 20 cm de la superficie.

Se determinó el coeficiente de calibración para dos lotes de chips TLD-400 (CaF<sub>2</sub>:Mn). El primer lote consta de 21 chips TLD-400 calibrados previamente en el año 2020. El segundo lote está formado por 25 chips TLD-400, sin calibración previa.

Se compararon los coeficientes de calibración actuales, tanto del lote 1 con respecto a su calibración previa, como del lote 2 con respecto a las calibraciones del lote 1.

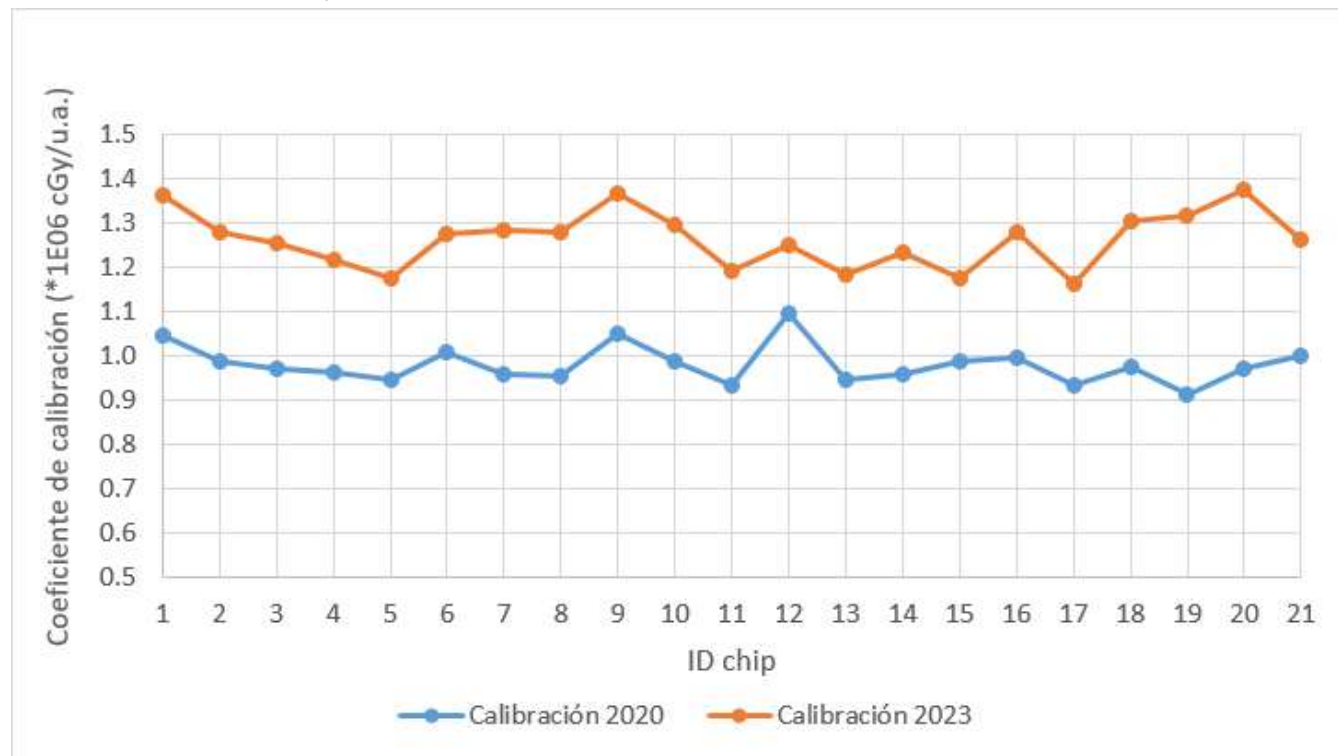


Para el estudio del fading se irradiaron 44 chips TLD-400 con una dosis conocida (1 Gy) y se determinaron las dosis registradas correspondientes a diferentes intervalos temporales, agrupándolos en subconjuntos de cuatro.

Las lecturas se realizaron en un equipo Harshaw TLD 3500 (ThermoFisher Scientific), empleando los parámetros: precalentamiento a 50°C, tasa de calentamiento de 20°C/s, y temperatura máxima de 400°C.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

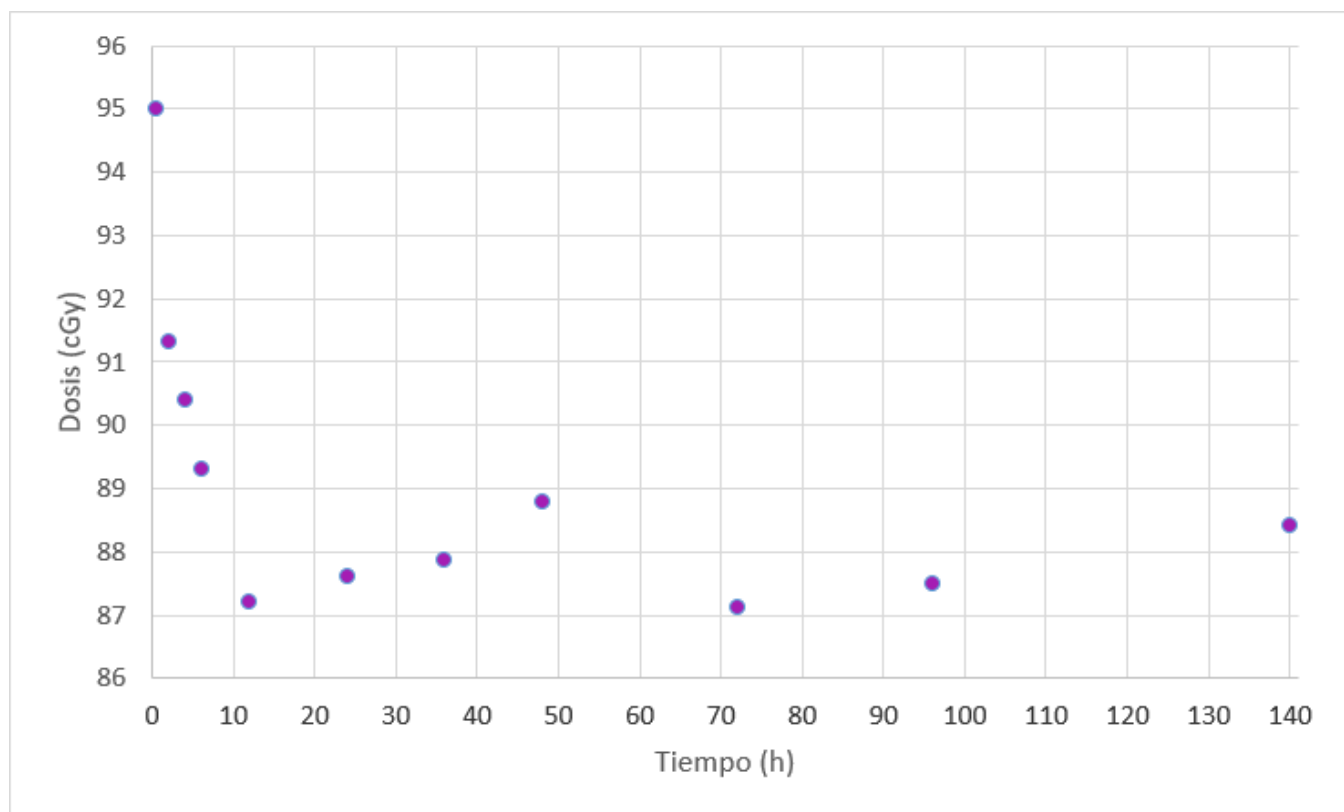
Los resultados de los coeficientes de calibración del lote 1 obtenidos en 2023 respecto a los de 2020 se muestran en la FIGURA 1. Se observa una variación media del coeficiente de calibración calculado en 2020 con respecto al de 2023 de un 22.5%, con una variación máxima de un 44% y una mínima de 14.1%.



**Figura 1. Coeficientes de calibración calculados en 2020 y en 2023 para cada TLD del lote 1.**

La variación entre la media del coeficiente de calibración obtenido en el año 2023 entre ambos lotes es de un 24.3%. Sin embargo, la variación entre las calibraciones iniciales de ambos lotes (lote 1 en 2020 y lote 2 en 2023) es de un 3.6%.

La discrepancia observada entre la calibración inicial y actual del lote 1, puede explicarse considerando la degradación del material termoluminiscente con el uso (pérdida de material sensible, saturación de trampas).



**Figura 2. Medidas de fading post-irradiación.**

En la FIGURA 2 se muestra la curva del fading post-irradiación. La caída más abrupta de señal se presenta durante las primeras 12 horas, siendo de un 8%, similar a lo obtenido por McKeever et al<sup>1</sup>. Posteriormente se estabiliza hasta el séptimo día, conforme a las especificaciones del fabricante.

#### CONCLUSIONES

Dada la gran variación observada para los coeficientes de calibración de TLD-400 con el uso, es necesario realizar calibraciones frecuentes de los mismos. Se puede establecer un criterio en función del desgaste sufrido (número de lecturas y/o dosis recibida), o emplear un grupo de control formado por un número reducido de chips irradiados con una dosis conocida (similar a la dosis problema) previo a cada uso. Esta última opción permite además incluir la corrección de fading.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MCKEEVER, S.W.S., MOSCOVITCH, M., & TOWNSEND, P.D. (1995). THERMOLUMINESCENCE DOSIMETRY MATERIALS: PROPERTIES AND USES. UNITED KINGDOM: NUCLEAR TECHNOLOGY PUBLISHING.
- <sup>2</sup> FURETTA, C. (2003) HANDBOOK OF THERMOLUMINESCENCE. WORLD SCIENTIFIC, SINGAPORE. [HTTPS://DOI.ORG/10.1142/5167](https://doi.org/10.1142/5167)

## INFLUENCIA DE LA RESOLUCIÓN DEL OCTAVIUS 4D EN EL RESULTADO DEL TEST GAMMA PARA LA VERIFICACIÓN DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA

Herrera Garralón, E. (1); Román-Raya, J. (1); Almansa López, J. (1)  
(1) Hospital Virgen de las Nieves

PALABRAS CLAVE: ARCOTERAPIA DINÁMICA MODULADA, ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES, CONTROL DE CALIDAD.

#### INTRODUCCIÓN

En los tratamientos de radioterapia con arcoterapia dinámica modulada (VMAT) es necesario verificar la reproducibilidad de los mismos en la unidad de tratamiento. El maniquí Octavius 4D (PTW) permite aumentar la resolución repitiendo la medida con el



maniquí desplazado 5 mm longitudinalmente, que coincide con la mitad de la distancia entre cámaras; este procedimiento se denomina merge. El objetivo de este trabajo es analizar la diferencia entre duplicar o no la resolución a la hora de realizar el test gamma.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para llevar a cabo el estudio, hemos evaluado 50 pacientes (10 por patología), seleccionados aleatoriamente, planificados en el sistema de planificación Pinnacle 16.2 (Philips) y tratados en la unidad de tratamiento Versa HD (Elekta). Se han estudiado cinco patologías diferentes: cabeza y cuello (CyC), ginecológicos, próstata, pulmón y recto. En cuanto al análisis, hemos realizado el test gamma global (3%, 3mm) excluyendo los puntos que reciben una dosis menor del 10% del máximo mediante el software Verisoft (PTW).

Para evaluar la influencia de las distribuciones medidas, se han comparado los resultados del test gamma con y sin la opción merge, y se ha calculado su diferencia.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

| Patología       | Media merge | Media no merge | Diferencia merge-no merge | Valor p | d de Cohen | Test normalidad |
|-----------------|-------------|----------------|---------------------------|---------|------------|-----------------|
| Ginecológico    | 98.94       | 98.23          | 0.78                      | 7.21E-5 | 1.27       | SI              |
| Cabeza y cuello | 97.37       | 95.93          | 1.44                      | 1.97E-3 | 0.40       | NO              |
| Próstata        | 99.10       | 99.02          | 0.59                      | 8.43E-5 | 1.19       | SI              |
| Pulmón          | 98.31       | 97.41          | 0.90                      | 1.12E-3 | 0.65       | SI              |
| Recto           | 98.55       | 97.67          | 0.88                      | 1.03E-3 | 0.57       | SI              |

TABLA 1: Resultados numéricos y comparación de ambas distribuciones.

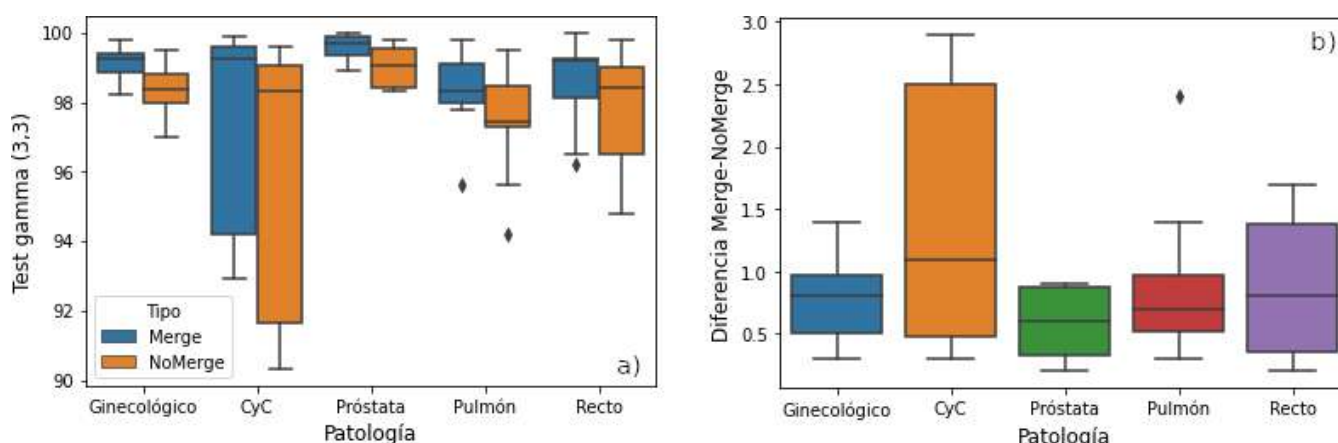


FIGURA 1: a) Resultados del test gamma global (3,3) obtenidos realizando el desplazamiento de 5 mm (Merge) y sin realizarlo (NoMerge). El valor p obtenido de comparar las dos verificaciones para cada una de las patologías son: ginecológico ( $p=7.21E-5$ ), CyC ( $p=0.00197$ ), próstata ( $p=8.430E-5$ ), pulmón ( $p=0.00121$ ), recto ( $p=0.00103$ ). b) Diferencia entre los valores obtenidos en las dos verificaciones (Merge-NoMerge) para cada patología.

En la tabla 1 se puede ver que, para las patologías estudiadas, las distribuciones con y sin realizar merge son significativamente diferentes ( $p<0.05$ ). En el análisis estadístico se ha encontrado que todas las muestras, a pesar de su escaso tamaño, tienen una distribución normal, excepto para CyC. Sin embargo, consideramos significativo el resultado encontrado para esta patología.

En la figura 1, en ambos paneles, se observa también la diferencia entre las dos metodologías. Se puede ver que para CyC, la desviación estándar es muy superior al resto de patologías, debido a que, en general, estos tratamientos tienen una mayor complejidad anatómica y de planificación lo que implica una mayor variabilidad en los resultados del análisis gamma. También en la figura 1a se observa que para patologías de próstata y ginecológicas los resultados con no merge son siempre superiores al 97%.

## CONCLUSIONES

Se observa que existe una mayor desviación típica para las patologías de CyC, lo que indica una mayor variabilidad debida a la heterogeneidad de estos tumores entre pacientes.

Se verifica que las dos distribuciones comparadas (merge y no merge) son significativamente distintas para los casos estudiados ( $p<0.05$ ).



Se demuestra que la mayor ganancia al realizar el análisis gamma tras aumentar la resolución con la opción merge la encontramos en las patologías de CyC, recto y pulmón.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> OCTAVIUS4D USER MANUAL DETECTOR. PTW.

# ANÁLISIS DIFERENCIAL DE ÍNDICES DE EVALUACIÓN DE PLANIFICACIONES DE SBRT DE PULMÓN.

Castro Nora, D. (1); González Vizuete, M. (1); Picón García, F. (1); Montero Perea, E. (1); Luis Simón, F. J. (1); Velazquez Miranda, S. (1)  
(1) Hospital Universitario Virgen del Rocío

PALABRAS CLAVE: SBRT, PULMÓN, ÍNDICES, CONFORMACIÓN, GRADIENTE

## INTRODUCCIÓN

En la SBRT de pulmón se producen en el mismo PTV cambios bruscos de densidad, áreas de desequilibrio electrónico, puntos calientes y gradientes acentuados que marcan como un factor de escala las diferencias entre los índices existentes de homogeneidad y gradientes en radioterapia normofraccionada. Esto nos ha movido a realizar un análisis diferencial de los más destacados índices de evaluación para determinar si existiera alguno preferente para la SBRT de pulmón.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Hemos tomado los 32 últimos pacientes de SBRT de pulmón de un mismo TRUEBEAM del HUVR. Sus localizaciones fueron: 19 cerca de la pared pulmonar, 9 en el área interior del pulmón y 4 tumores subcentimétricos. Agrupamos según estas localizaciones porque los equilibrios electrónicos se ven muy afectados por la cercanía al contorno pulmonar y por los tamaños inferiores al re-build-up pulmón-tumor. Hemos calculado y realizado un análisis diferencial de idoneidad de los índices de evaluación más relevantes: Knoos, Wu, Semenenko, Lomax, Riet. SALT y RTOG.

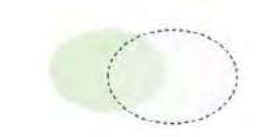
|                          | FORMULA                         | VALOR IDEAL = 1                                                                     | VALOR ≠ 1                                                                            |
|--------------------------|---------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>CI<sub>RTOG</sub></b> | $RTOG = \frac{V_{IP}}{V_{PTV}}$ |  |  |
| <b>LOMAX</b>             | $L = \frac{V_{IP}}{V_{PTV}}$    |  |  |
| <b>SALT</b>              | $S = \frac{V_{IP}}{V_{PTV}}$    |  |  |
| <b>RIET</b>              | $R = L \times S$                |  |  |

Figura 1: Definiciones de los CI incluidos en el estudio acompañadas de algunas dificultades que plantean.  
Volumen cubierto por la isodosis de prescripción (IP) , PTV , fracción del PTV cubierto por IP 

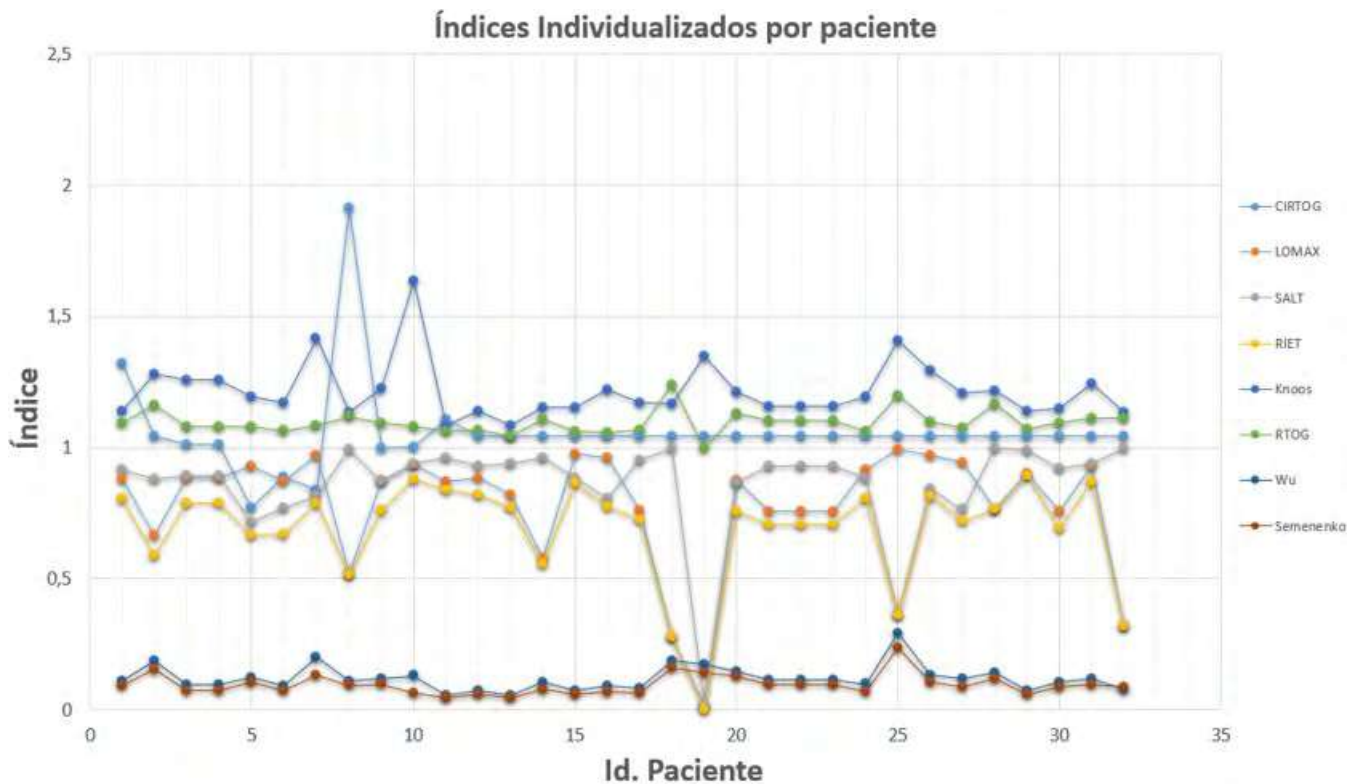
Analizamos la dispersión y la sensibilidad a las distintas localizaciones.



## RESULTADOS

Los índices RTOG, Knoos, Wu y Semenenko presentan muy poca dispersión para todos los pacientes, mientras que el índice CI-RTOG presenta un dato sesgado por tumor subcentimétrico. Por otra parte, las dispersiones presentadas por Saint-Anne, Lariboisiere, Tenon group, Riet y Lomax fueron mucho mayores, lo que muestra una alta precisión para describir la conformidad entre el volumen objetivo y la línea de isodosis prescrita.

Los índices de homogeneidad calculados en base a D2 (D5) y D98 (D95) fueron menores que los calculados por Dmax a Dmin.



Gráfica 1: Índices individualizados por paciente.

## DISCUSIÓN

El presente estudio se llevó a cabo para analizar las diferentes definiciones de índices de conformación y homogeneidad en las distribuciones de dosis en los planes SBRT pulmón. El índice de conformidad de Van't Riet podría ser más efectivo que otros cuando se considera el PTV y el volumen de la dosis de prescripción. Los índices de homogeneidad de SALT y Lomax también podrían recomendarse para mejorar la caída de la dosis, ya que reducen principalmente el efecto del tamaño de la cuadrícula en la dosis puntual.

## CONCLUSIONES

Las características propias de la SBRT de pulmón indican una disparidad en los índices de evaluación individuales. La sensibilidad al volumen tumoral y localización son notables y tienen una dependencia del volumen y localización. Es conveniente profundizar en la investigación para reducir los posibles sesgos en los índices de evaluación.



# INFLUENCIA DOSIMÉTRICA DEL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN EN PACIENTES TRATADOS EN UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES: 1 ARCO VS 2 ARCOS

Rivera López, R. A. (1); Román Raya, J. (1); Martín Calé, G. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

PALABRAS CLAVE: INTRAFRACCIÓN, VMAT E ISOCENTRO.

## INTRODUCCIÓN

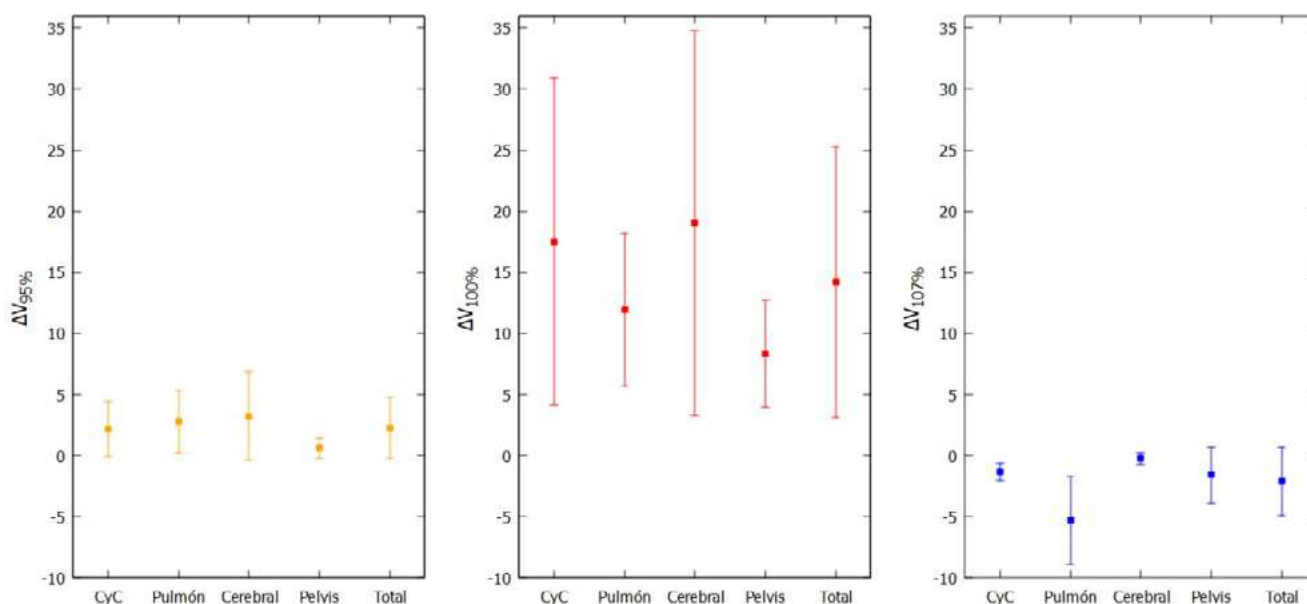
En radioterapia, es necesario reducir al máximo el movimiento del paciente durante cada sesión de tratamiento, por lo que resulta conveniente impartir el tratamiento en el menor tiempo posible. En el caso de pacientes tratados mediante arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), nos hemos planteado si resulta conveniente emplear dos arcos en los casos en los que la mejora dosimétrica respecto al uso de un solo arco no sea considerable. Por ello, se han analizado pacientes tratados con dos arcos, y se ha realizado una copia de cada plan considerando que el segundo arco se ha administrado tras un ligero movimiento del paciente.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se han evaluado 32 pacientes planificados mediante el sistema de planificación Pinnacle versión 16.2 (Philips) tratados en el acelerador lineal de electrones Versa HD (Elekta). Las patologías estudiadas han sido cabeza y cuello (9), cerebral (6), pulmón (8), pared costal (2) y melanoma (1).

Para evaluar cuanto se ve comprometida la cobertura del PTV cuando el paciente lleva a cabo un movimiento entre el primer y segundo arco, se ha supuesto que el paciente realiza un movimiento traslacional de 1 mm, 2 mm y 3 mm en cada dirección justo antes de administrar el segundo arco de tratamiento. Para ello hemos desplazado el isocentro del segundo arco dichas cantidades en el planificador y hemos computado el plan. Se ha evaluado la variación de volumen de PTV cubierto por el 95%, 100% y 107% de la dosis de prescripción.

## RESULTADOS



*Ilustración 1: Variación del porcentaje de volumen de PTV cubierto al 95%, 100% y 107% de la dosis prescrita para cada patología cuando desplazamos el isocentro 3 mm (factor de cobertura  $k=1$ ).*

Las lesiones que más cobertura de volumen pierden al 95% y 100% de la dosis prescrita al desplazar el isocentro del segundo arco 3 mm en cada dirección son las cerebrales con variaciones de  $(3,25\pm3,60)\%$  -al 95%- y  $(19,01\pm15,75)\%$  -al 100%-. Por otra parte, los PTV en los que más se incrementa la dosis máxima -107%- son los de pulmón  $(5,29\pm3,59)\%$  en contraposición con las lesiones cerebrales que solo aumentan un  $(0,19\pm0,46)\%$  (ilustración 1).



## DISCUSIÓN

Se ha observado una gran variación en la cobertura del volumen a tratar y en la aparición de zonas sobredosificadas cuando el paciente realiza un movimiento intrafracción. El siguiente paso sería evaluar cuál es el movimiento real que se produce en este tipo de pacientes para valorar la conveniencia de incluir un segundo arco de tratamiento.

## CONCLUSIONES

Un movimiento intrafracción del paciente puede producir una variación importante en la cobertura de la zona a tratar y en la aparición de zonas sobredosificadas. Por ello resulta conveniente reducir el tiempo de tratamiento siempre que ello no implique una pérdida de calidad en el plan. Cada centro debe valorar, en función del movimiento intrafracción de sus pacientes, la idoneidad de aumentar el número de haces del tratamiento.

# ANÁLISIS DEL DISPOSITIVO PORTAL PARA EL CONTROL DE CALIDAD DE LA ROTACIÓN DE UN HAZ DE FOTONES DE RADIOTERAPIA

García Barbés, Á. (1); Barbés Fernández, B. (2)

(1) Universidad de Ciencias de la Universidad de Oviedo, (2) Clínica Universidad de Navarra

## INTRODUCCIÓN

Un porcentaje alto de los tratamientos de radioterapia (VMAT e IMRT) requieren una estabilidad del haz ante los giros de gantry que es preciso medir con frecuencia.

Aumenta el empleo del EPID en QA frente a otros dispositivos, por su elevada resolución espacial, su simplicidad de uso y evitar costes de equipación. Tras estudiar su fiabilidad y precisión [1], ahora se propone aplicarlo al efecto del giro del gantry en el haz.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron 2 ALE Versa HD, con EPID iView de 1024x1024px de 16 bits empleando imágenes como sucedáneo de la distribución de dosis [1]: output (promedio central del campo menos el fondo), centrado, tamaño, simetría y homogeneidad (definiciones estándar en perfiles axiales de 40x1024px). Se emplearon campos de 20cmx20cm

Se tomaron imágenes en dos regímenes de haz:

1. modo "Step&Shoot", simulando IMRT: captura y dispara únicamente en 12 ángulos equiespaciados. Se realizaron 67 capturas a 6MV y 50UM por ángulo.
2. modo "cine", simulando VMAT: haz en arco continuo y captura ininterrumpida de imagen. Se realizaron 103 a 6MV, 400 UM por arco.

Además, otras 9 por ALE y modo, con energías 6FFF y 10MV.

En modo cine el sistema integra imágenes aproximadamente cada 10UM. Se vio que varias capturas reciben menos radiación y se eliminaron mediante un criterio de media móvil.

En cada conjunto de medidas se estudiaron los parámetros descritos anteriormente en los ejes principales.

## RESULTADOS

Las desviaciones máxima y estándar de output, simetría y homogeneidad resultan muy reproducibles (TABLA 1). Lo mismo ocurre con el tamaño del campo (variación despreciable). Además, los regímenes S&S y cine dan valores promedio muy parecidos.



|             |      | $\sigma$ ( $\Delta$ max) | $\sigma$ ( $\Delta$ max) | $\sigma$ ( $\Delta$ max) | $\sigma$ ( $\Delta$ max) | $\sigma$ ( $\Delta$ max) | $\sigma$ ( $\Delta$ max) | $\sigma$ ( $\Delta$ max) | $\sigma$ ( $\Delta$ max) |
|-------------|------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
|             |      | 01/04/22                 | 01/05/22                 | 01/06/22                 | 01/07/22                 | 01/08/22                 | 01/09/22                 | 01/10/22                 | 01/11/22                 |
| Out         | SnS  | 0.42<br>(1.2)            | 0.43<br>(1.3)            | 0.41<br>(1.37)           | 0.33<br>(1.11)           | 0.44<br>(1.3)            | 0.37<br>(1.1)            | 0.52<br>(1.32)           | 0.42<br>(1.15)           |
|             | Cine | 0.41<br>(1.57)           | 0.51<br>(1.86)           | 0.48<br>(1.78)           | 0.59<br>(1.95)           | 0.58<br>(1.92)           | 0.37<br>(1.51)           | 0.39<br>(1.62)           | 0.66<br>(3.48)           |
| Sim<br>cros | SnS  | 0.31<br>(0.98)           | 0.33<br>(1.07)           | 0.3<br>(0.96)            | 0.24<br>(0.72)           | 0.22<br>(0.74)           | 0.27<br>(0.9)            | 0.54<br>(1.75)           | 0.4<br>(1.19)            |
|             | Cine | 0.55<br>(1.98)           | 0.50<br>(1.98)           | 0.35<br>(1.49)           | 0.33<br>(1.29)           | 0.41<br>(1.59)           | 0.51<br>(1.7)            | 0.36<br>(1.3)            | 0.38<br>(1.45)           |
| Sim<br>in   | SnS  | 0.26<br>(0.81)           | 0.20<br>(0.71)           | 0.2<br>(0.72)            | 0.36<br>(1.17)           | 0.2<br>(0.72)            | 0.28<br>(1.15)           | 0.22<br>(0.75)           | 0.13<br>(0.44)           |
|             | Cine | 0.42<br>(1.45)           | 0.51<br>(1.71)           | 0.41<br>(1.59)           | 0.45<br>(1.62)           | 0.34<br>(1.23)           | 0.43<br>(1.45)           | 0.47<br>(1.61)           | 0.22<br>(0.92)           |
| Hom<br>cros | SnS  | 0.26<br>(0.97)           | 0.29<br>(1.03)           | 0.26<br>(0.89)           | 0.16<br>(0.55)           | 0.2<br>(0.61)            | 0.25<br>(0.9)            | 0.49<br>(1.62)           | 0.41<br>(1.25)           |
|             | Cine | 0.41<br>(1.66)           | 0.37<br>(1.58)           | 0.27<br>(1.1)            | 0.25<br>(1.08)           | 0.31<br>(1.36)           | 0.4<br>(1.46)            | 0.29<br>(1.11)           | 0.35<br>(1.38)           |
| Hom<br>in   | SnS  | 0.33<br>(1.12)           | 0.23<br>(0.79)           | 0.24<br>(0.93)           | 0.24<br>(0.79)           | 0.21<br>(0.54)           | 0.27<br>(1.17)           | 0.22<br>(0.74)           | 0.14<br>(0.52)           |
|             | Cine | 0.32<br>(1.13)           | 0.38<br>(1.29)           | 0.33<br>(1.18)           | 0.3<br>(1.1)             | 0.26<br>(0.88)           | 0.35<br>(1.19)           | 0.34<br>(1.21)           | 0.27<br>(0.97)           |

TABLA 7: Tabla resumen resultados. En ella se representa la desviación estándar y máxima de los 8 últimos meses en el ALE1. Se puede apreciar valores de  $\sigma < 1$  en todos los parámetros

La posición del centro (Fig. 1) sigue una trayectoria que se reproduce en sucesivas medidas.

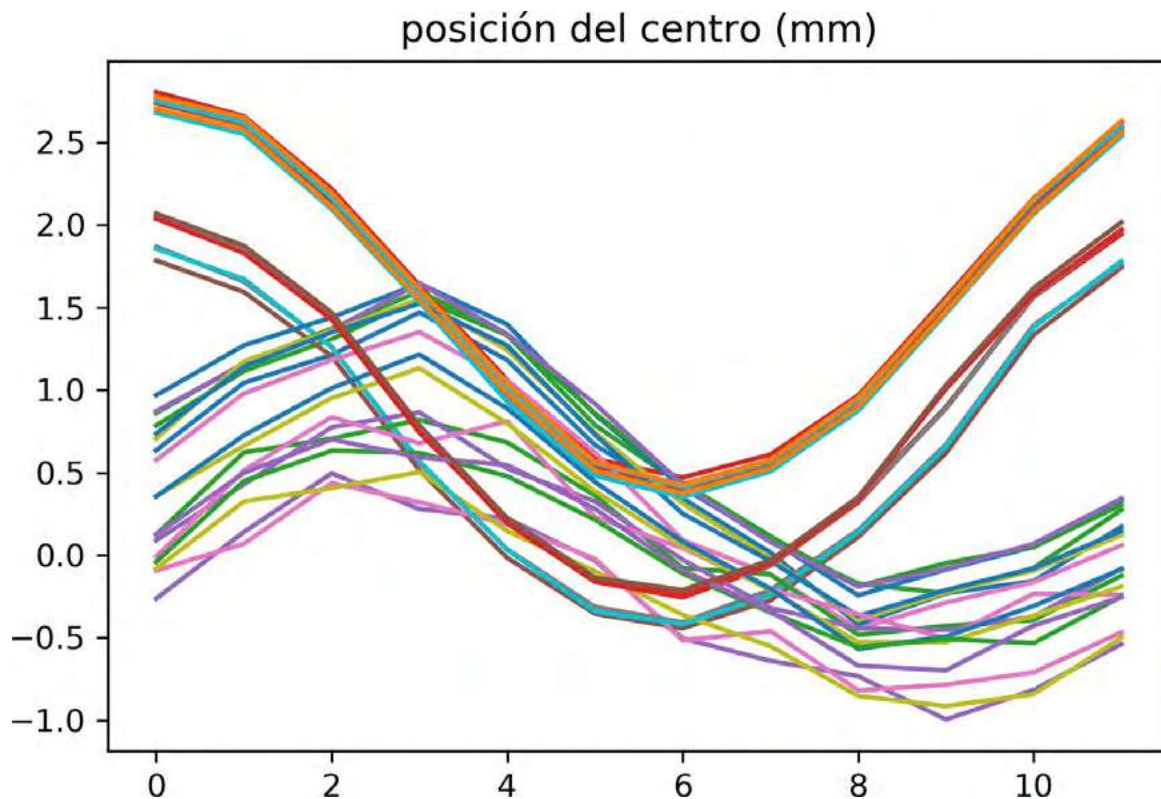


FIGURA 7: Representación del desplazamiento inline y crossline del centro del haz S&S en el ALE 1.

#### DISCUSIÓN

La elevada repetibilidad de los resultados permiten considerar esta metodología como un indicador válido de la distribución de dosis durante el giro del gantry. La precisión y velocidad en la realización de las medidas (unos dos minutos por energía) facilitaría el aumento de la periodicidad de los controles y la consecuente detección temprana de anomalías. También puede emplearse para estudiar fatigas mecánicas del gantry.

Fruto de este estudio, se descubrió una anomalía en el ALE2, que presenta una caída de output del 6% al girar en régimen cine y sentido horario.

#### CONCLUSIONES

El EPID presenta la suficiente sensibilidad y precisión como para poder reemplazar otros instrumentos dosimétricos. Es una herramienta eficiente, fiable y de uso rápido para el estudio del haz durante el giro del gantry.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> BARBÉS FERNÁNDEZ, B. ; GARCÍA BARBÉS, ÁLVARO; CASTAÑEDA CASTRO, P. M.; AGUILAR REDONDO, P. B. VALIDACIÓN DE MÉTODOS DE CONTROL DE CALIDAD EMPLEANDO IMAGEN PORTAL. REV FIS MED 2022, 23, 11-20.

## EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE LA TÉCNICA DE PLANIFICACIÓN HÍBRIDA (3D + VMAT) EN EL TRATAMIENTO DEL CÁNCER DE MAMA SIMPLE CON BOOST INTEGRADO

Rojo Navarrete, D. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Alonso Delgado, I. (1); Martín García, D. (1); Ramón García, C. (2); Botella Faus, P. (1); Adaimi Hernández, P. (1); Gaitán Simón, Á. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Trápaga Porrero, V. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Ferrando Sánchez, A. (1); Cabello Murillo, E. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre, (2) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: PLANIFICACIÓN HÍBRIDA; MAMA; DOSIMETRÍA CLÍNICA



## OBJETIVO

Una de las técnicas más habituales empleada en la radioterapia para el tratamiento del cáncer de mama es el uso de campos conformados tangenciales (3D). Este método permite limitar la dosis en pulmón. Sin embargo, técnicas de Intensidad Modulada (IMRT) como la Arcoterapia Volumétrica (VMAT) logran una mejor conformación de la dosis en el PTV y una disminución de dosis altas en órganos sanos. Con el siguiente trabajo se pretende hacer una comparativa entre dos técnicas de tratamiento: planificación 3D y planificación híbrida (3D+VMAT).

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha tomado una muestra de 29 pacientes de mama (13 derechas, 16 izquierdas), que se han planificado de dos formas: con dos campos tangenciales y campos reducidos con las mismas angulaciones (plan 3D), y con dos campos tangenciales normalizados al 70% y dos arcos entre los dos campos (plan híbrido). La prescripción de dosis para la mama ha sido en todos los casos de 40.05 Gy administrados en 15 sesiones. En el caso del boost, 9 pacientes tenían una prescripción de 47.55 Gy, y 20 de 44.55 Gy, administrados de forma concomitante a la mama.

Los planes de tratamiento se han hecho en Eclipse v.15.6 TPS (Varian Medical Systems. Palo Alto, CA) para el linac Unique de Varian, con calidad del haz de 6MV y tasa máxima de dosis de 600 UM/min. Se ha usado el algoritmo de cálculo AAA para los campos directos y el Progressive Resolution Optimizer (v 15.6) para la optimización en el caso de la planificación híbrida.

## RESULTADOS

Se han evaluado diversos parámetros dosimétricos para comparar ambos planes. Para el PTV mama y el PTV boost se ha evaluado el V95%, V100% y D0.5%. El único órgano de riesgo considerado ha sido el pulmón, del que se ha estudiado el V20Gy, V5Gy y la dosis media Dmedia. También se han analizado las unidades monitor (UM) totales de tratamiento para cada caso. En la tabla se muestran las diferencias de estos parámetros en la planificación híbrida con respecto al plan 3D.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Si bien en ambas planificaciones se han alcanzado los criterios de dosis, la planificación híbrida muestra ventajas con respecto a la cobertura de la mama (aumento medio del 4.1% en el V100% del PTV Mama) y la conformación de la dosis en la zona del boost (disminución del 4.8% en el D0.5% del PTV Mama). Sin embargo, el V5Gy aumenta en el pulmón ipsilateral (3.4%) y en general en todo el paciente (8.7%). Además, las UM aumentan una media de 23.9% en el plan híbrido, lo que supone un incremento asociado en el tiempo de tratamiento.

Se encuentran altas variaciones entre unos pacientes y otros. Se ha observado que el plan híbrido es especialmente favorable cuando los campos tangenciales abarcan gran parte del pulmón ipsilateral y en consecuencia el V20Gy es alto para el plan 3D. Se requieren estudios futuros que planteen un criterio personalizado a cada paciente para elegir entre la realización de un plan 3D o uno híbrido.

# VERIFICACIÓN DE LA ESTRATEGIA DE APERTURA DE LÁMINAS BAJO MORDAZA EN TRATAMIENTOS CON HEMICAMPOS

Lamaison, M. (1); Ronda Peñacoba, S. (1); Bragado Álvarez, L. (1); de la Llana Granja, V. (1); Fuentesmilla Urío, N. (1); Pérez Gómez, F. (1); Mañeru Cámara, F. (1); Pellejero Pellejero, S. (1); Caudepón Moreno, F. (1); Fernández Iglesias, A. (1); Miquélez Alonso, S. (1)  
(1) Hospital Universitario de Navarra

PALABRAS CLAVE: HEMICAMPOS, MLC

## INTRODUCCIÓN

El uso de hemicampos en radioterapia conformada tridimensional (RT3D) es útil en tratamientos con varios volúmenes objetivo muy cercanos entre sí. Con ello conseguimos evitar que se solapen los campos, aunque pueden aparecer zonas infradosificadas en la zona de interés. La estrategia de abrir las láminas del colimador multiláminas (MLC) tras mordaza hace posible paliar este efecto. En este trabajo, estudiamos la efectividad de este método comparando la dosis proporcionada por el planificador con medidas de dosis portal.



## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha estudiado el efecto de abrir las láminas tras mordaza en tres MLCs distintos, un Varian Millenium 120 y dos Varian Millenium HD120, con láminas de 0.5 cm y 0.25 cm de anchura en isocentro respectivamente. Se han comparado los resultados del planificador Eclipse (Versión 16.1) con la medida en el acelerador utilizando el sistema de verificación Portal Dosimetry de Varian MS.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La primera reflexión que se puede realizar tras el análisis de las medidas está relacionada con el número de láminas abiertas necesario para conseguir una distribución uniforme. Para todos los MLC estudiados la diferencia entre abrir una o varias láminas es mínima, aunque diferencial si lo comparamos con no hacerlo. Esto concuerda con lo predicho por el planificador y se puede observar en la FIGURA 1.

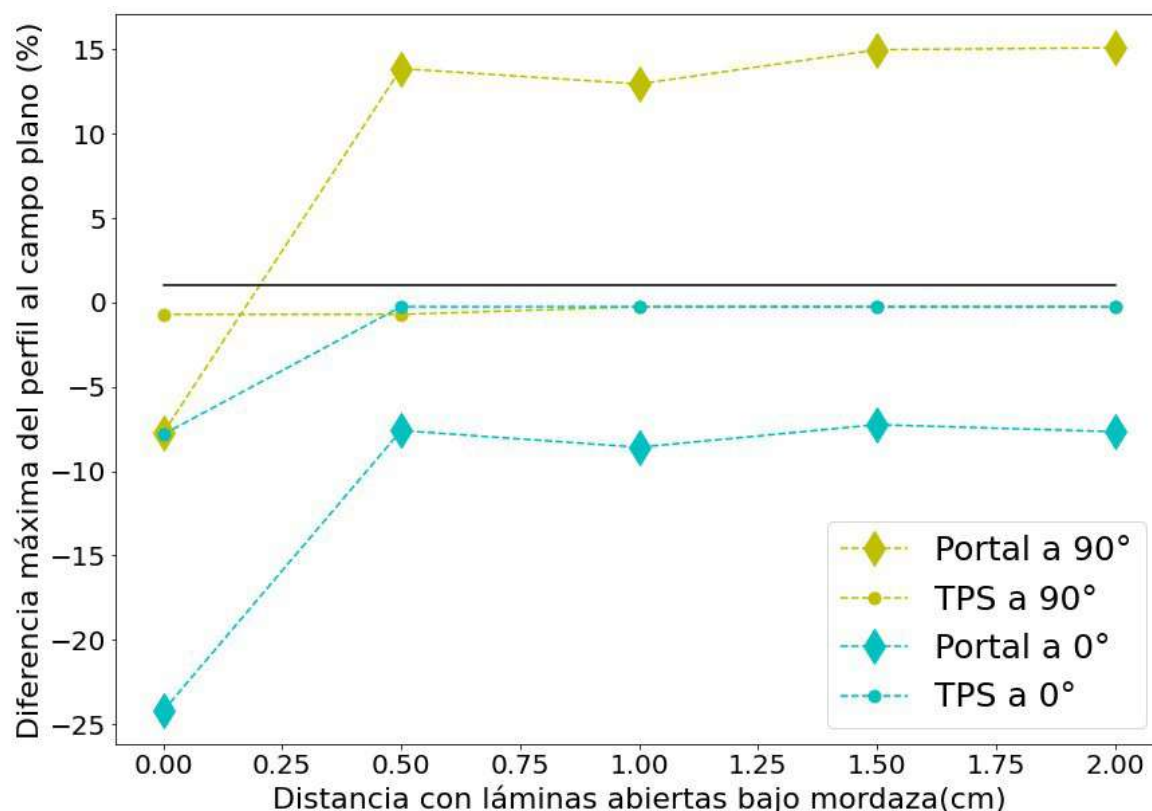


FIGURA 1. Diferencia máxima del perfil de dosis de la suma de hemicampos con respecto a un campo plano. Se muestran estos valores frente a la distancia con láminas abiertas bajo mordaza.

Sin embargo, el valor a partir del cual se estabilizan estas curvas varía considerablemente para cada par de mordazas analizadas (para distintos MLC y para cada orientación de las láminas). En la TABLA 1 se presentan algunos de estos valores.

|                  | MLC 1 (Millenium 120) |               | MLC 2 (Millenium HD120) |               | MLC 3 (Millenium HD120) |               |
|------------------|-----------------------|---------------|-------------------------|---------------|-------------------------|---------------|
|                  | Colimador 0°          | Colimador 90° | Colimador 0°            | Colimador 90° | Colimador 0°            | Colimador 90° |
| Láminas cerradas | -25 %                 | -8 %          | -12 %                   | -10 %         | -25 %                   | -             |
| Láminas abiertas | -8 %                  | +15 %         | -3 %                    | -8 %          | -20 %                   | -             |

TABLA 1. Diferencia máxima del perfil de dosis de la suma de hemicampos con respecto a un campo plano para varias situaciones en los tres MLC analizados.

Los resultados obtenidos son coherentes con la desviación de la posición de las mordazas respecto a la nominal observada en cada uno de los aceleradores (datos obtenidos en las verificaciones diarias). Esta desviación está dentro de la tolerancia de  $\pm 1$  mm recomendada por la SEFM pero es crítica cuando se utilizan hemicampos.





## CONCLUSIONES

Es necesario ser prudente al evaluar la distribución de dosis proporcionada con el planificador cuando se utilizan hemicampos para tratar volúmenes contiguos. Una ligera desviación, dentro de las tolerancias habituales, en la posición de las mordazas puede producir una infra- o sobredosisificación notable.

# EVALUACIÓN DE DOSIS PUNTUAL EN TC SINTÉTICO GENERADO A PARTIR DE RM

Rojo Navarrete, D. (1); Martín García, D. (1); Alonso Delgado, I. (1); Cabello Murillo, E. (1); Botella Faus, P. (1); Adaimi Hernández, P. (1); Gaitán Simón, Á. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Trápaga Porrero, V. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Ferrando Sánchez, A. (1); Ruiz Alonso, A. (1); Pérez-Regadera Gómez, J. F. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

PALABRAS CLAVE: TC SINTÉTICO; DEEP LEARNING; RM

## OBJETIVO

En los últimos años se está estudiando el empleo de algoritmos de Deep Learning para generar tomografías computarizadas sintéticas (sCT) a partir de otras imágenes médicas como la resonancia magnética (RM), la tomografía de emisión de positrones (PET) o la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) [1]. Es de especial interés el sCT proveniente de la RM ya que su implementación en radioterapia optimizaría el flujo de trabajo, evitaría el uso de radiaciones ionizantes en la simulación y eliminaría las incertidumbres asociadas al registro de imagen de la RM al CT de planificación. En nuestro caso los sCT se generan como parte de un proyecto de investigación de GE con nuestro centro. Se han estudiado las diferencias de dosis entre el sCT y el CT de un paciente para un plan sencillo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han analizado 4 sCT proporcionados por General Electric (Boston, Massachusetts) en el contexto del proyecto citado. A través de un registro rígido con un CT realizado el mismo día que la RM, se han definido diversos puntos en un plano a la altura de la cavidad bucal. Se ha realizado en Eclipse (Varian Medical System. Palo Alto, California) un plan con cuatro campos ortogonales de 100 UM cada uno. Se han utilizado dos calidades diferentes de haz: 6MV y 15MV, ambas del acelerador Clinac (Varian Medical System. Palo Alto, California). El algoritmo de cálculo empleado ha sido AAA.

El CT empleado ha sido un Philips Brilliance Big Bore 16 y la RM ha sido una GE SIGNA Artist.

## RESULTADOS

En la gráfica se han representado diferencias de dosis en función de las unidades Hounsfield (UH) promedio del punto evaluado. La desviación media es de -0.2% para 6MV y -0.1% para 15MV, con desviación estándar de 0.5% en ambos casos.

## CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos indican que las diferencias de dosis no dependen significativamente de las UH de la región evaluada ni de la calidad del haz empleada, permaneciendo en su mayoría inferiores al 1%. Hay que tener en cuenta que este método introduce incertidumbres propias del registro entre dos imágenes, por lo que en realidad la incertidumbre dosimétrica asociada únicamente al sCT debe ser inferior a la observada.

Todavía se necesitan estudios posteriores que evalúen planes más complejos y consideren más pacientes. Sin embargo, a la vista de los resultados de este y de otros trabajos, la utilización de este tipo de sCT generados por Deep Learning es prometedora y podría sustituir en el futuro al CT de planificación en algunos casos.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SPADEA, MF, MASPERO, M, ZAFFINO, P, SECO, J. DEEP LEARNING BASED SYNTHETIC-CT GENERATION IN RADIOTHERAPY AND PET: A REVIEW. MED. PHYS. 2021; 48: 6537– 6566. [HTTPS://DOI.ORG/10.1002/MP.15150](https://doi.org/10.1002/mp.15150)



# RELACIÓN ENTRE LOS ÍNDICES DE COMPLEJIDAD Y LOS RESULTADOS DE LA VALIDACIÓN PRE-TRATAMIENTO EN PLANIFICACIONES DE CABEZA Y CUELLO

Ontiveros Fernández, A. I. (1); Moreno Anaya, E. (1); Hernández Masgrau, V. (2); Guirado Llorente, D. (1)

(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio, (2) Hospital Universitario San Juan de Reus

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS, ÍNDICES DE COMPLEJIDAD, CURVAS ROC.

## INTRODUCCIÓN

Los tratamientos radioterápicos con técnicas moduladas proporcionan distribuciones de la dosis con gradientes acusados y, en general, precisan de su validación antes de la administración al paciente.

El grado de complejidad del plan puede influir en la precisión con la que la unidad es capaz de administrar el tratamiento. Por tanto, un análisis previo de algunos indicadores de esa complejidad puede alertarnos sobre el nivel de riesgo de obtener un resultado no deseado en las medidas pre-tratamiento. Esta información permitiría preparar un plan de tratamiento alternativo que presente índices de complejidad menores, para evitar demoras innecesarias en replanificaciones y nuevas verificaciones.

En este resumen se presentan los resultados preliminares del análisis de la relación entre índices de complejidad y resultados de verificaciones para tratamientos de cabeza y cuello, patologías especialmente sensibles a la demora en el inicio del tratamiento.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han considerado 98 planificaciones con técnica VMAT en tratamientos de cabeza y cuello, calculadas en el sistema de planificación Pinnacle 9.16 (Philips), administradas en un acelerador Infinity (Elekta) y verificadas con el sistema ArcCheck (Sun Nuclear), empleando un análisis gamma con el criterio (3% global, 2mm); 3 de los planes fueron no válidos y se decidió replanificarlos.

El grado de complejidad de cada plan de tratamiento se evaluó mediante el programa PlanAnalyzer [1], que calcula índices de complejidad relacionados con la variabilidad en la forma de los segmentos entre los distintos puntos de control, la asimetría en la apertura del colimador multilámina, el recorrido medio en el movimiento de las láminas, las variaciones en la velocidad del gantry o la modulación de la tasa de dosis.

Para todos los índices de complejidad proporcionados por el programa estudiamos su potencial correlación con el análisis gamma. También analizamos, mediante curvas ROC [2], la sensibilidad y especificidad de su capacidad predictiva para detectar un fallo en la verificación del tratamiento (tasa de paso en la verificación por debajo del percentil 5% de la distribución de las tasas de paso para una determinada patología).

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

De los posibles predictores, la mejor correlación se obtuvo para el índice GSmodulation, que considera las variaciones en la velocidad del gantry (FIGURA 1). Para valores de GSmodulation mayores de 80 sería recomendable preparar una planificación alternativa, lo que evitaría demoras innecesarias si el resultado de la verificación es inadecuado. Por el contrario, para valores menores de 70 podría prescindirse de la verificación. El criterio gamma (2%, 2mm) no cambia sustancialmente los resultados. Estos niveles de acción son sólo aplicables a nuestro centro y a la combinación acelerador/sistema de planificación/sistema de verificación utilizados.

## CONCLUSIONES

Los índices de complejidad pueden emplearse como predictores de un resultado inadecuado en la validación de un plan de tratamiento. Es preciso ampliar este estudio a otras localizaciones para encontrar los indicadores oportunos y sus respectivos umbrales, con el objeto de confirmar la robustez en la administración de nuestros planes de tratamiento y reducir de forma eficiente el tiempo necesario para la dosimetría clínica y la verificación.

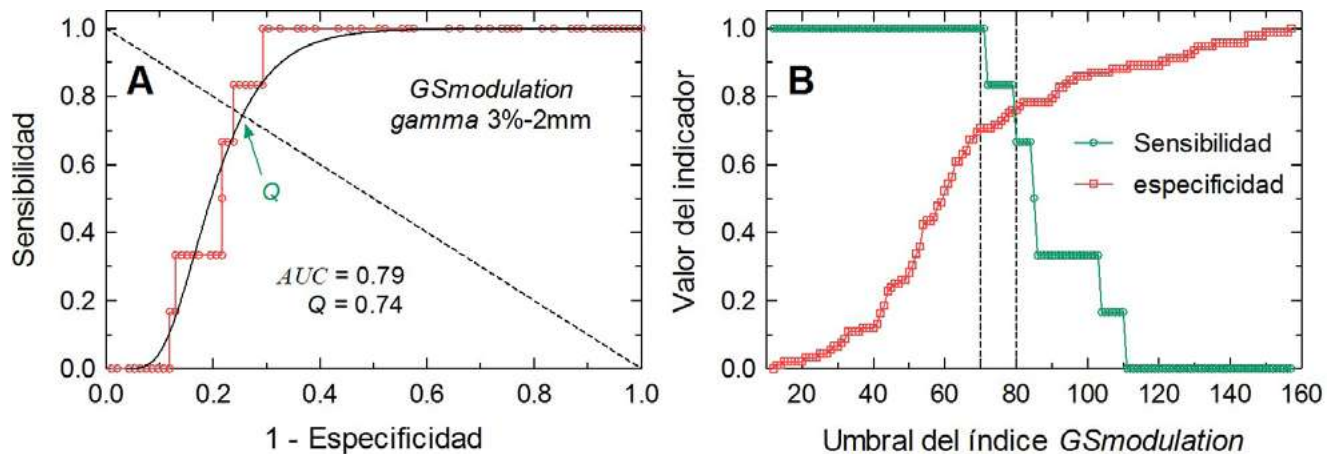


Figura 1. (A) Curva ROC obtenida para los resultados del índice *GSmodulation* (círculos rojos), en el caso de tratamientos de cabeza y cuello, con indicación del área bajo la curva (*AUC*) y del valor para el que sensibilidad y especificidad son iguales (*Q*), que se han calculado a partir del ajuste a los datos de la distribución lognormal (línea continua). (B) Valores de sensibilidad y especificidad frente al umbral tomado para el índice *GSmodulation*. Para valores del índice de complejidad mayores de 80 puede ser conveniente tener preparado un plan alternativo; si el resultado es menor de 70 podría dejar de hacerse la verificación. Las diferentes regiones se dividen en la figura mediante las líneas de trazos.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> HERNÁNDEZ V, ET AL. COMPARISON OF COMPLEXITY METRICS FOR MULTI-INSTITUTIONAL EVALUATIONS OF TREATMENT PLANS IN RADIOTHERAPY. PHYSICS AND IMAGING IN RADIATION ONCOLOGY 2018;5:37-43.
- <sup>2</sup> JOKIN DE IRALA, MIGUEL ÁNGEL MARTÍNEZ, ALMUDENA SÁNCHEZ. EPIDEMIOLOGÍA CLÍNICA: DIAGNÓSTICO PRECOZ. EN JOKIN DE IRALA ET AL., EDITORES. EPIDEMIOLOGÍA APLICADA. 2ª EDICIÓN. EDITORIAL ARIEL 2008; P 393-432.

## INFLUENCIA DE LA FUENTE SOBRE LOS FACTORES CAMPO EN LA SIMULACIÓN MONTE CARLO PARA CAMPOS PEQUEÑOS

Zamora Vinaroz, A. M. (1); Anguiano Millán, M. (1); Guirado Llorente, D. (2)

(1) Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada, (2) Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario Clínico San Cecilio

**PALABRAS CLAVE:** DOSIMETRÍA RELATIVA, MONTE CARLO, FACTORES CAMPO, CAMPOS PEQUEÑOS.

Los campos pequeños son aquellos para los que existe una pérdida de equilibrio lateral de partículas cargadas<sup>1</sup>. Para cuantificarlos se utilizan los factores campo, definidos como el cociente entre la dosis para un cierto campo clínico y para un campo de referencia. Al ser ampliamente utilizados en la clínica, y requerir una alta precisión dosimétrica, interesa conocer cómo dependen estos factores campo de las características de la fuente.

Para ello, realizamos simulaciones con el código Monte Carlo PENELOPE<sup>2</sup>. Consideramos una geometría idealizada, que consiste en una fuente puntual y un detector, constituido por un vóxel de agua de 2x2x2 mm<sup>3</sup>. La fuente es colimada matemáticamente y se tienen en cuenta diferentes espectros, correspondientes a aceleradores Elekta, Siemens y Varian, a diferentes energías y en presencia o no de filtro aplanador<sup>3</sup>.

Se obtienen los factores campo para espectros de 6 MV y 10 MV y se comparan con los correspondientes datos experimentales<sup>4</sup> para varios valores de tamaño de campo, obteniéndose en general un buen acuerdo. Además, se observa en la mayoría de los casos una independencia de los valores de los factores campo con respecto al tipo de acelerador. Por otro lado, se comprueba que se obtienen resultados muy similares para los factores campo cuando se sustituye el correspondiente espectro por el de un haz monoenergético con igual energía media. También se analiza el efecto del filtro aplanador, y se ve que es equivalente a considerar un haz con una mayor energía media. Por último, se comprueba que a mayor energía del haz, existe una mayor dispersión para campos pequeños en los valores de los factores campo (ver fig. 1).



En definitiva, la independencia de los factores campo con el tipo de acelerador, tanto en el caso de 6 MV como de 10 MV, permite aplicar los hallazgos encontrados para una máquina a otra diferente, siempre que los correspondientes espectros tengan aproximadamente la misma energía media.

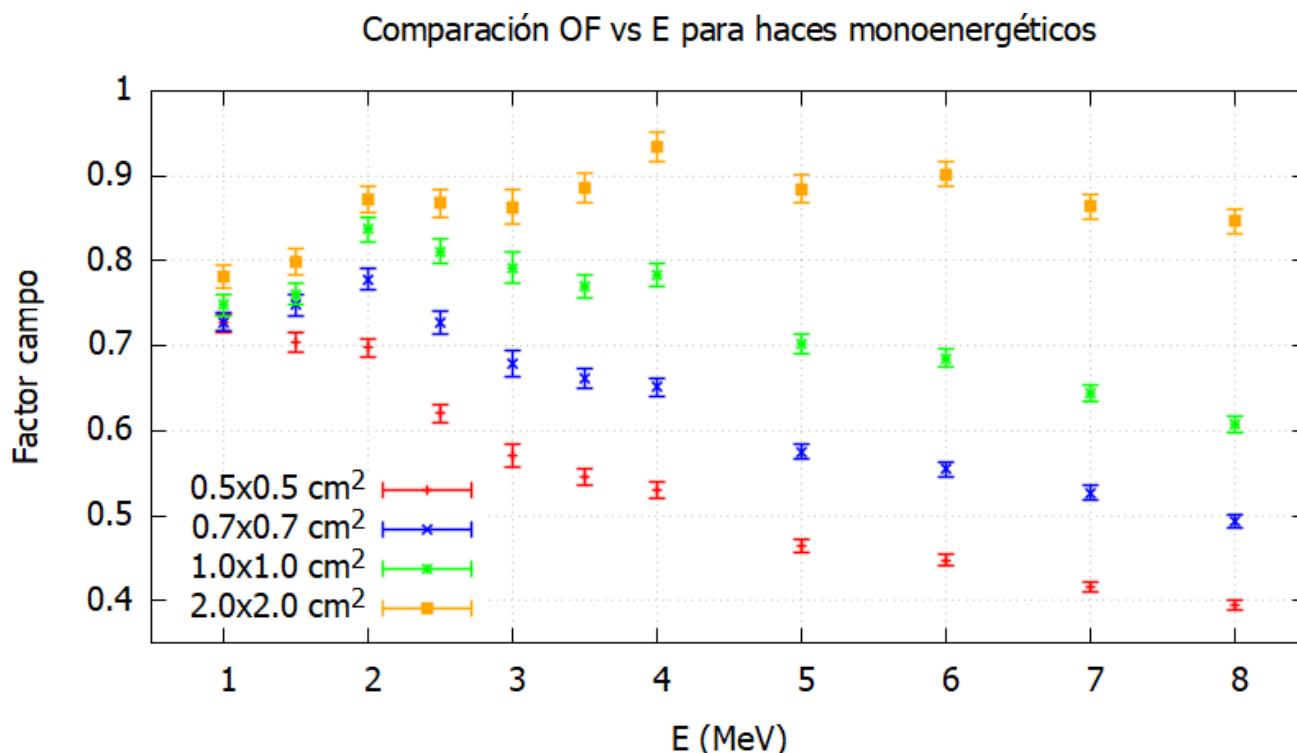


FIG. 1: Factores campo frente a la energía para diferentes tamaños de campo pequeño.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> ALFONSO R ET AL. A NEW FORMALISM FOR REFERENCE DOSIMETRY OF SMALL AND NONSTANDARD FIELDS. MED PHYS. 2008; 35(11):5179-86. DISPONIBLE EN: [HTTPS://AAPM.ONLINELIBRARY.WILEY.COM/DOI/FULL/10.1118/1.3005481](https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1118/1.3005481).
- <sup>2</sup> SALVAT F. PENELOPE-2018: A CODE SYSTEM FOR MONTE CARLO SIMULATION OF ELECTRON AND PHOTON TRANSPORT [INTERNET]. WORKSHOP PROCEEDINGS. BARCELONA, SPAIN; 2019 28 JAN-1 FEB. FACULTAT DE FÍSICA, UNIVERSITAT DE BARCELONA; 2019.
- <sup>3</sup> BRUALLA L ET AL. PENELOPE/PRIMO-CALCULATED PHOTON AND ELECTRON SPECTRA FROM CLINICAL ACCELERATORS. RADIATION ONCOLOGY. 2019; 14(6):1-10. DISPONIBLE EN: [HTTPS://DOI.ORG/10.1186/S13014-018-1186-8](https://doi.org/10.1186/s13014-018-1186-8).
- <sup>4</sup> AKINO Y ET AL. SMALL FIELD DOSIMETRY OF TRUEBEAM™ FLATTENED AND FLATTENING FILTER-FREE BEAMS: A MULTI INSTITUTIONAL ANALYSIS. J APPL CLIN MED PHYS. 2020; 21(1):78-87. DISPONIBLE EN: [HTTPS://AAPM.ONLINELIBRARY.WILEY.COM/DOI/10.1002/ACM2.12791](https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/acm2.12791).

## COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA PARA TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁXICA ADMINISTRADOS EN UN ACCELERADOR LINEAL DE ELECTRONES Y EN GAMMAKNIFE

Román Raya, J. (1); Pérez Fuentes, L. (1); Almansa López, J. F. (1); Osorio Ceballos, J. L. (1)

(1) Hospital Universitario Virgen de las Nieves

PALABRAS CLAVE: RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁXICA, GAMMAKNIFE, PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS

#### INTRODUCCIÓN

En el Hospital Universitario Virgen de las Nieves de Granada se realizan tratamientos de Radiocirugía estereotáxica desde 1996 gracias a la colaboración multidisciplinar de un equipo formado por los servicios de Radiofísica, Radiología, Neurocirugía y Oncología Radioterápica.

El pasado 2022 se incorporó a nuestro centro una unidad GammaKnife Icon (Elekta, Suecia). Anteriormente, estos tratamientos se realizaban en un acelerador lineal de electrones VERSA HD (fotones de 6 MV FFF) con el colimador multilámina APEX (Elekta,



Suecia). El objetivo de este trabajo es realizar una primera comparación de parámetros dosimétricos<sup>1</sup> de pacientes tratados en ambas unidades.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se han evaluado 40 pacientes (20 de cada unidad) tratados de meningiomas, neurinomas, metástasis simples (MTX) y malformaciones arteriovenosas (MAV). El software de planificación es iPlan RT (Brainlab, Alemania) para VERSA-APEX y GammaPlan (Elekta, Suecia) para GammaKnife.

Se describen a continuación los parámetros a evaluar. El grupo de oncología radioterápica (RTOG)<sup>2</sup> ha propuesto dos parámetros para describir la calidad de los tratamientos de Radiocirugía: el índice de conformidad  $CI_{RTOG}$  y de calidad de cobertura Q:

$$CI_{textRTOG} = \frac{V_{RI}TV}{V_{min}RI},$$

donde  $V_{RI}$  es el volumen de la isodosis de prescripción, TV el volumen objetivo,  $I_{min}$  la isodosis mínima que recubre el volumen objetivo y RI la dosis de prescripción.

Alternativamente, Paddick<sup>3</sup> propone un índice de conformidad:

$$CI_{textPaddick} = \frac{TV_{PIV}^2TV}{V_{RI}},$$

donde  $TV_{PIV}$  es el volumen objetivo cubierto por la isodosis de prescripción.

Otro índice propuesto por Lomax y Scheib<sup>4</sup> es:

$$CI_{textLomax} = \frac{TV_{PIV}TV}{V_{RI}},$$

Este parámetro refleja la proporción de volumen objetivo que recibe la dosis de prescripción. Su valor oscila entre 0 y 1, siendo 1 el valor óptimo.

La muestra se seguirá ampliando a medida que se realicen nuevos tratamientos en GammaKnife.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En las tablas 1 y 2 se reflejan los parámetros obtenidos para las distintas patologías:

|            | TV (cm <sup>3</sup> ) | $CI_{RTOG}$ | Q           | $CI_{Paddick}$ | $CI_{Lomax}$  |
|------------|-----------------------|-------------|-------------|----------------|---------------|
| MTX        | 0,406 – 3,607         | 1,8 ± 0,6   | 0,98 ± 0,02 | 0,6 ± 0,1      | 0,99 ± 0,01   |
| Neurinoma  | 2,238 – 4,149         | 1,9 ± 0,3   | 0,97 ± 0,02 | 0,53 ± 0,06    | 0,99 ± 0,02   |
| Meningioma | 1,586 – 4,083         | 1,9 ± 0,3   | 0,94 ± 0,05 | 0,51 ± 0,07    | 0,98 ± 0,02   |
| MAV        | 0,119 – 3,581         | 2,4 ± 0,4   | 0,97 ± 0,02 | 0,43 ± 0,09    | 0,994 ± 0,009 |

**Tabla 1. Parámetros obtenidos para tratamientos de Radiocirugía impartidos en VERSA-APEX (muestra de 20 pacientes).**

|            | TV (cm <sup>3</sup> ) | $CI_{RTOG}$ | Q         | $CI_{Paddick}$ | $CI_{Lomax}$    |
|------------|-----------------------|-------------|-----------|----------------|-----------------|
| MTX        | 1,800 – 6,944         | 1,14 ± 0,03 | 0,7 ± 0,2 | 0,88 ± 0,02    | 0,9995 ± 0,0001 |
| Neurinoma  | 1,031 – 4,594         | 1,2 ± 0,1   | 0,5 ± 0,2 | 0,86 ± 0,08    | 0,9995 ± 0,0004 |
| Meningioma | 0,265 – 0,705         | 1,5 ± 0,2   | 0,7 ± 0,2 | 0,7 ± 0,1      | 0,9995 ± 0,0008 |
| MAV        | 0,006 – 0,391         | 4 ± 3       | 0,8 ± 0,3 | 0,4 ± 0,3      | 1,0000 ± 0,0000 |

**Tabla 2. Parámetros obtenidos para tratamientos de Radiocirugía impartidos en GammaKnife (muestra de 20 pacientes).**

Analizando los resultados observamos que el valor de  $CI_{RTOG}$  obtenido es más cercano a 1 en el GammaKnife, lo que indica que la isodosis de prescripción se ajusta mejor que en el VERSA-APEX, donde es necesario aumentar el volumen de la isodosis para cubrir el objetivo. Esto no ocurre en el caso de las MAV, ya que, de los datos disponibles, el volumen objetivo es de media 10 veces menor para los pacientes tratados en GammaKnife respecto a los tratados en VERSA-APEX, por lo que no son directamente comparables. En cuanto al parámetro Q, los valores son menores en GammaKnife, debido al mayor gradiente de dosis. Vemos que el  $CI_{Lomax}$  en ambos casos es óptimo, prácticamente el total del volumen objetivo recibe la dosis prescrita. Por ello, el  $CI_{Paddick}$  representa el volumen objetivo cubierto por la isodosis de prescripción entre el volumen de la isodosis de prescripción. En los tratamientos de VERSA-APEX este valor se aleja más de 1, lo que implica que se está irradiando más tejido sano a dicha dosis en comparación con los tratamientos en GammaKnife. Esto está en concordancia con los valores obtenidos para el  $CI_{RTOG}$ .



## CONCLUSIONES

La unidad GammaKnife produce mayor gradiente de dosis, mayor conformidad y una muy notable menor dosis en tejido sano.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> FEUVRET, L., ET AL. "CONFORMITY INDEX: A REVIEW." INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY\* BIOLOGY\* PHYSICS 64.2 (2006): 333-342.
- <sup>2</sup> SHAW, E., ET AL. "RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP: RADIOSURGERY QUALITY ASSURANCE GUIDELINES." INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY\* BIOLOGY\* PHYSICS 27.5 (1993): 1231-1239.
- <sup>3</sup> PADDICK, IAN. "A SIMPLE SCORING RATIO TO INDEX THE CONFORMITY OF RADIOSURGICAL TREATMENT PLANS." JOURNAL OF NEUROSURGERY 93.SUPPLEMENT\_3 (2000): 219-222.
- <sup>4</sup> LOMAX, NICOLETTA J., AND STEFAN G. SCHEIB. "QUANTIFYING THE DEGREE OF CONFORMITY IN RADIOSURGERY TREATMENT PLANNING." INTERNATIONAL JOURNAL OF RADIATION ONCOLOGY\* BIOLOGY\* PHYSICS 55.5 (2003): 1409-1419.

# VERIFICACIÓN PRETRATAMIENTO EN IMRT, VMAT Y SBRT. TG-218: CÁLCULO DE LÍMITES A PARTIR DE MEDIDAS.

Corbalán Mirete, A. (1); Zapata Jiménez, J. C. (1); Ruiz García, E. (1)  
(1) Hospital General Universitario de Ciudad Real

PALABRAS CLAVE: VERIFICACIÓN PRETRATAMIENTO, RADIOTERAPIA, LÍMITES DE CONTROL, LÍMITES DE ACCIÓN, TEST GAMMA

## INTRODUCCIÓN

En tratamientos IMRT (I), VMAT (V) y SBRT (S) es conveniente realizar la verificación pretratamiento específica de cada paciente. En nuestro centro hemos utilizado dos detectores ArcCHECK para medir, respectivamente, 467 y 192 distribuciones de dosis administradas por un equipo TrueBeam. Se ha utilizado el test  $\gamma$  para cuantificar la discrepancia entre las dosimetrías calculadas y medidas. A partir de las mediciones, se ha estudiado la correlación entre las distintas técnicas y energías de tratamiento. Además, se han calculado los límites de control (LIC) y de acción (LIA) del porcentaje de puntos que pasan el test  $\gamma$  (% pasa- $\gamma$ ) con el método propuesto por el TG-218.

## MATERIAL Y MÉTODOS

- Dosimetrías calculadas con el software Eclipse 16.1 usando el algoritmo AAA y administradas por el equipo TrueBeam.
- Mediciones del % pasa- $\gamma$  realizadas con ArcCHECK 1220 previo (Antiguo) y posterior (Nuevo) a noviembre de 2014 y el software SNC Patient 8.4.1. Criterio: 3 % y 2 mm.
- Distinción de las medidas según ArcCHECK —Antiguo y Nuevo—, técnica —I, V y S— y energía —6X FFF (6) y 10X (10)—.
- Análisis de los datos con el software RStudio 2022.07.1:
  - Prueba de Kolmogórov-Smirnov (K-S): normalidad.
  - Coeficiente  $\rho$  de Spearman ( $\rho$ ): correlación entre parejas técnica-energía y ArcCHECK Antiguo-Nuevo.
- Cálculo de LIC y LIA del % pasa- $\gamma$  a partir de 20 mediciones en estado de control con la metodología propuesta por el TG-218 para muestras individuales.

$$LIC = \overline{X} - 2,660/\sqrt{n}R$$

$$LIA = 100 - 1,33/\sqrt{3}/\sqrt{\sigma^2 + (\overline{X} - 100)^2}$$

$\overline{X}$ ,  $\overline{R}$ ,  $\sigma^2$  promedio, media del rango móvil y varianza del % pasa- $\gamma$ , respectivamente.

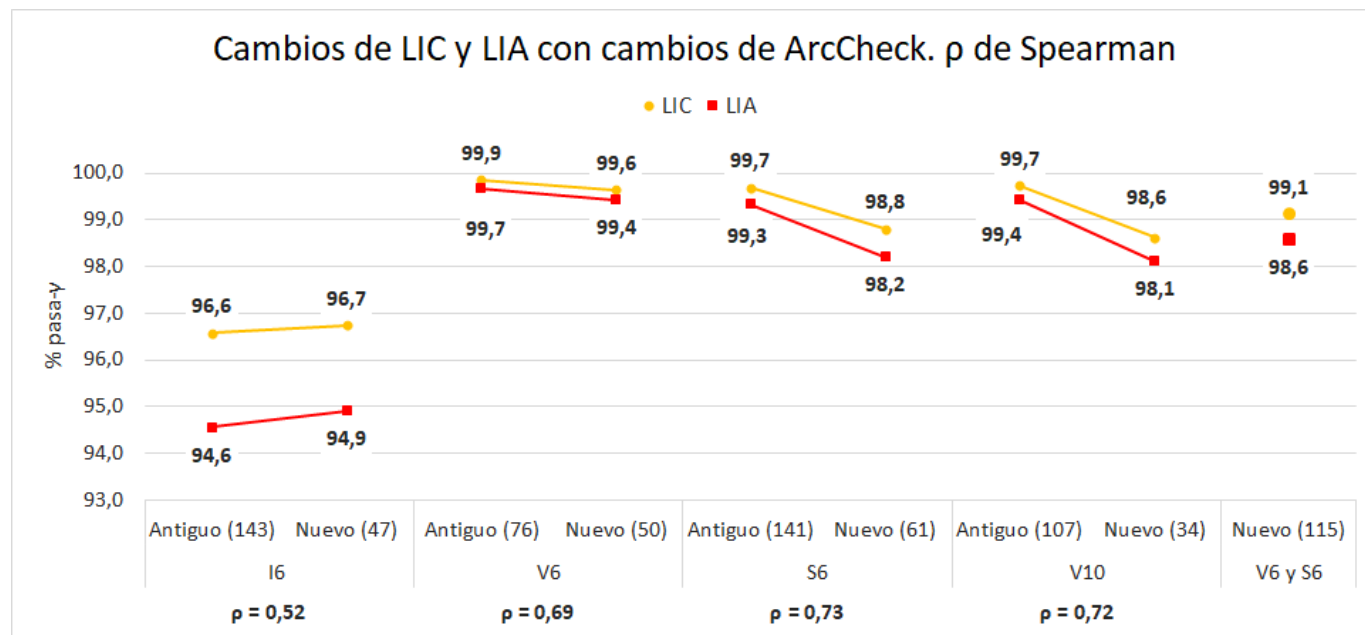
## RESULTADOS





| Antiguo |      |      |      |
|---------|------|------|------|
|         | I6   | S6   | V10  |
| V6      | 0,53 | 0,79 | 0,69 |
| Nuevo   |      |      |      |
|         | I6   | S6   | V10  |
| V6      | 0,04 | 0,82 | 0,74 |

$\rho$  para cada pareja técnica-energía según el ArcCHECK utilizado.



LIC y LIA del % pasa- $\gamma$  según técnica (I, V o S); energía (6 ó 10) y ArcCHECK (Antiguo o Nuevo). En la parte inferior,  $\rho$  para cada pareja ArcCHECK Antiguo-Nuevo.

## DISCUSIÓN

El resultado de la prueba K-S de las distribuciones del % pasa- $\gamma$  es de no normalidad para todas las parejas técnica-energía ( $p < 0,05$ ). Consecuentemente, se usa  $\rho$  para estudiar la correlación entre distribuciones.

Correlación técnica-energía: los valores de  $\rho$  más altos y bajos resultan, respectivamente, de la comparación V6-S6 y V6-I6 para ambos ArcCHECK.

Correlación ArcCHECK Antiguo-Nuevo: el valor de  $\rho$  para I6 es el más bajo, y el resto de parejas técnica-energía presentan valores próximos entre sí.

Los LIC y LIA se tornan más permisivos para el nuevo ArcCHECK, excepto para I6.

## CONCLUSIONES

La distinción entre I6 y V6 para el cálculo de LIC y LIA del % pasa- $\gamma$  parece apropiada, pero entre V6 y S6 no parece necesaria. Se han calculado los LIC y LIA considerando V6 y S6 como la misma técnica, obteniéndose un resultado intermedio. La distinción entre V6 y V10 estaría más justificada por la diferencia entre LIC y LIA que por el resultado de  $\rho$ .

El resultado de  $\rho$  muestra mayor sensibilidad al cambio de ArcCHECK para I6 que para el resto de técnicas.

La poca variabilidad y alta concentración en el valor 100 % de los datos para V6, S6 y V10 dificulta la aplicación de la metodología del TG-218. Esto sugiere la necesidad de ensayar otros valores de las tolerancias del % pasa- $\gamma$  más estrictas (p. ej. 2 % y 2 mm).



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MIFTEN M ET AL. TOLERANCE LIMITS AND METHODOLOGIES FOR IMRT MEASUREMENT-BASED VERIFICATION QA: RECOMMENDATIONS OF AAPM TASK GROUP No. 218. MED. PHYS. 2018;45:53-83.
- <sup>2</sup> SANGHANGTHUM T ET AL. STATISTICAL PROCESS CONTROL ANALYSIS FOR PATIENT-SPECIFIC IMRT AND VMAT QA. J RADIAT RES MAY 2013;54 (3):546-52.
- <sup>3</sup> BELLEC J ET AL. PLAN DELIVERY QUALITY ASSURANCE FOR CYBERKNIFE: STATISTICAL PROCESS CONTROL ANALYSIS OF 350 FILM-BASED PATIENT-SPECIFIC QAs. PHYS MED. 2017 JUL;39:50-58.
- <sup>4</sup> MONTGOMERY D C (2009). INTRODUCTION TO STATISTICAL QUALITY CONTROL. JOHN WILEY & SONS, INC.
- <sup>5</sup> SANGHANGTHUM T ET AL. A METHOD OF SETTING LIMITS FOR THE PURPOSE OF QUALITY ASSURANCE. PHYS MED BIOL. 2013;58:7025-7037.
- <sup>6</sup> PILLET M ET AL. SPC-GENERALIZATION OF CAPABILITY INDEX CPM: CASE OF UNILATERAL TOLERANCES. QUALITY ENGINEERING 1997;10:171-6.
- <sup>7</sup> PAWLICKI T ET AL. STATISTICAL PROCESS CONTROL FOR RADIOTHERAPY QUALITY ASSURANCE. MED PHYS. 2005 SEP;32(9):2777-86.
- <sup>8</sup> BREEN S L ET AL. STATISTICAL PROCESS CONTROL FOR IMRT DOSIMETRIC VERIFICATION. MED PHYS. 2008;35:4417- 4425.
- <sup>9</sup> LOW D A ET AL. A TECHNIQUE FOR THE QUANTITATIVE EVALUATION OF DOSE DISTRIBUTIONS. MED PHYS. 1998 MAY;25(5):656-61.

## ÁREA TEMÁTICA: DETECCIÓN Y MEDIDA DE LAS RADIACIONES: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA

### LOGROS Y AVANCES EN DOSIMETRÍA DE NEUTRONES. PROYECTOS ANDD Y NDOSCOR

Moraleda Chaves, M. (1); Romero, A. (1); Bedogni, R. (2); Pietropaolo, A. (3); Domingo, C. (4); Gomez-Ros, J. M. (1)  
(1) CIEMAT, (2) INFN, (3) ENEA, (4) Universidad Autónoma de Barcelona

PALABRAS CLAVE: DETECTORES; NEUTRONES;

#### INTRODUCCIÓN

La detección y dosimetría de neutrones es un tema de investigación complejo debido al amplio rango de energía que puede hallarse en los espectros neutrónicos y la dependencia energética en la respuesta de los detectores. La efectividad biológica de los neutrones depende también de la energía, siendo máxima para neutrones rápidos, lo que hace esencial determinar la contribución de los distintos grupos de energía (térmicos, epitérmicos, alta energía) para evaluar correctamente la exposición humana y los riesgos asociados, determinando con precisión las magnitudes correspondientes.

A lo largo de los proyectos del Plan Estatal ANDD: "Advanced neutron detectors and dosimeters" (PGC2018-093836-B- C21/C22) y NDOSCOR: "Neutron dosimetry and spectrometry in complex radiation fields applications" (PID2021-128346NB- C21/C22) se han desarrollado detectores miniaturizados compactos sensibles a neutrones térmicos, fabricados depositando <sup>6</sup>LiF mediante evaporación controlada en diodos de carburo de silicio, y detectores sensibles a neutrones epitérmicos y rápidos añadiendo convertidores de polietileno.

El desarrollo de tales detectores es importante para la dosimetría y espectrometría de neutrones en aplicaciones médicas, instalaciones basadas en aceleradores, industria nuclear, láseres de alta potencia, laboratorios de irradiación y medición de radiación cósmica. Una aplicación especialmente relevante es la determinación de la dosis neutrónica durante tratamientos de radioterapia (incluyendo protonterapia). Estas mediciones serán necesarias como consecuencia de la aplicación del RD 1029/2022 para la evaluación de la dosis individual recibida por los pacientes.

#### RESULTADOS

Se han desarrollado detectores de neutrones térmicos resistentes basados en SiC para los que se ha estudiado su respuesta mediante simulación Monte Carlo con MCNP 6.2 y PHITS.

Además se han obtenido detectores de neutrones rápidos basados en convertidores sensibles a neutrones rápidos utilizando convertidores de polietileno como moderador.



También se ha implementado una electrónica de medida integrada para los detectores de neutrones para minimizar el cableado analógico. Se han desarrollado tarjetas analógicas para adquisición de datos, conectadas a un digitalizador comercial, operado mediante un programa escrito en Labview que permite: i) discriminar los pulsos de neutrones de los pulsos debidos a fotones, estableciendo un umbral de amplitud de pulso (0,3 MeV); ii) discriminar los pulsos de neutrones de las interferencias mediante análisis de Fourier.

Finalmente se han realizado experimentos de validación utilizando las instalaciones de irradiación disponibles en INFN-LNF, ENEA y Università di Torino (HOTNES, FNG, e\_LIBANS).

## CONCLUSIONES

El proyecto ha permitido poner a punto detectores de neutrones basados en sensores de Si y SiC recubiertos de  $^6\text{LiF}$  para hacerlos sensibles a neutrones térmicos. El uso de polietileno permite así mismo que respondan para energías en el rango epitérmico y rápido.

Los dispositivos desarrollados son utilizables para dosimetría y espectrometría de neutrones en campos de mixtos neutrón + gamma: industria nuclear, instalaciones de irradiación, aceleradores de partículas y aplicaciones médicas. Los detectores basados en SiC pueden ser de interés para instalaciones relacionadas con tecnología de fusión. Los resultados principales del proyecto han dado lugar a 9 artículos publicados en revistas científicas (ver Referencias) y 4 comunicaciones a congresos internacionales

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> R. BEDOGNI, J.M. GÓMEZ-ROS, K. ALIKANIOTIS, G. PAGANO, M. PILLON, A. PIETROPAOLO. CYSP-BEAM: A MULTI-DETECTOR DIRECTIONAL SPECTROMETER FOR IN-BEAM NEUTRON SPECTROMETRY. NUCL. INST. METH. A 927, 151-154 (2019).
- <sup>2</sup> R. BEDOGNI, J.M. GÓMEZ-ROS, M. COSTA, V. MONTI, E. DURISI, O. SANS-PLANELL, L. MENZIO, K. ALIKANIOTIS, D. FLAMMINI, F. MORO, M. PILLON, A. PIETROPAOLO. AN ACTIVE BONNER SPHERE SPECTROMETER FOR INTENSE NEUTRON FIELDS. NUCL. INST. METH. A 940, 302-306 (2019).
- <sup>3</sup> R. BEDOGNI, J.M. GÓMEZ-ROS, A. SCHERILLO, M. COSTA, A. PIETROPAOLO. THERMAL TO GEV NEUTRON SPECTROMETRY OF THE INES BEAM-LINE AT ISIS USING THE CYSP-BEAM SPECTROMETER. EPL-EUROPHYS. LETT. 127, 12002/1-4 (2019).
- <sup>4</sup> R. BEDOGNI, J.M. GÓMEZ-ROS, A. LEGA, L. MENZIO, M. MORALEDA, A. POLA, L. FERRANTE VERO. DESIGN OF AN ULTRA-SENSITIVE SINGLE-MODERATOR DIRECTIONAL NEUTRON SPECTROMETER BASED ON  $^3\text{He}$  DETECTORS. NUCL. INST. METH. A 983, 164595/1-5 (2020).
- <sup>5</sup> J.M. GÓMEZ-ROS, M. MORALEDA, R. BEDOGNI, FEASIBILITY STUDY OF NOVEL NEUTRON DETECTORS, REPORT EFDA\_D\_2P5TPL (2020).
- <sup>6</sup> R. BEDOGNI, A. CALAMIDA, A.I. CASTRO-CAMPOY, J.M. GÓMEZ-ROS, A. LEGA, M. MORALEDA, A. PIETROPAOLO, S. ALTIERI. MODELLING THE RESPONSE OF SEMICONDUCTOR BASED THERMAL NEUTRON DETECTORS WITH MCNP 6.2 AND PHITS. NUCL. INST. METH. A 1018, 165855/1-5 (2021).
- <sup>7</sup> R. BEDOGNI, A. CALAMIDA, A. FONTANILLA, A.I. CASTRO-CAMPOY, T. NAPOLITANO, C. CANTONE, MAFUCCI, V. MONTI, S. ALTIERI, J.M. GÓMEZ-ROS, M. PILLON, A. PIETROPAOLO. MEASURING THE NEAR-TARGET NEUTRON FIELD OF A D-D FUSION FACILITY WITH THE NOVEL NCT-WES SPECTROMETER. EUR. PHYS. J. PLUS 137, 773/1-5 (2022).
- <sup>8</sup> R. BEDOGNI, A. CALAMIDA, A.I. CASTRO-CAMPOY, A. FONTANILLA, J.M. GÓMEZ-ROS, V. MONTI, E. MAFUCCI, N. PROTTI, S. ALTIERI, A. PIETROPAOLO. ON NEUTRON DETECTION WITH SILICON CARBIDE AND ITS RESISTANCE TO LARGE ACCUMULATED FLUENCE. PHYS. REV. A, ACEPTADO (2022).
- <sup>9</sup> R. BEDOGNI, A. CALAMIDA, T. NAPOLITANO, C. CANTONE, A.M. FONTANILLA, A.I. CASTRO-CAMPOY, G. ABBATINI, A. PIETROPAOLO, V. MONTI, E.M. MAFUCCI, M. BUNCE, D. THOMAS, J.M. GOMEZ-ROS, S. ALTIERI. THE NCT-WES DIRECTIONAL NEUTRON SPECTROMETER: VALIDATION OF THE RESPONSE WITH MONOENERGETIC NEUTRON FIELDS. EUR. PHYS. J. PLUS (ENVIADO, 2023).

## MEDIDA IN VIVO EN EL CONTADOR DE RADIATIVIDAD CORPORAL DEL CIEMAT DE UN CASO REAL DE CONTAMINACIÓN INTERNA CON LU-177 A TRAVÉS DE UNA HERIDA

Navarro Amaro, J. F. (1); Perez Lopez, B. (1); López Ponte, M. A. (1); Sierra, I. (1); Hernández, C. (1); Barrio, M. (1)  
(1) CIEMAT

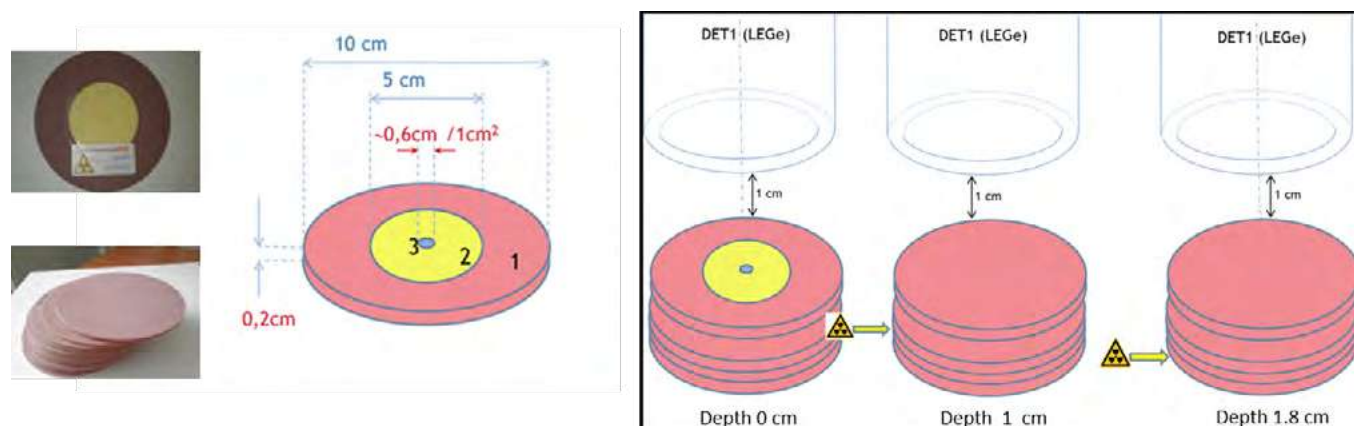
PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA INTERNA, EMERGENCIAS, MEDIDA IN VIVO, CONTADORES DE RADIATIVIDAD CORPORAL, CONTAMINACIÓN INTERNA, DETECCIÓN DE LA RADIACIÓN

### INTRODUCCIÓN

En escenarios de emergencia radiológica o incidentes se puede producir una contaminación interna a través de heridas con el consiguiente paso del material radiactivo a sangre. El objetivo de este trabajo es presentar un nuevo método desarrollado por el laboratorio del Contador de Radiactividad Corporal (CRC-CIEMAT) para la medida in vivo de la contaminación radiactiva a través de una herida mediante detectores de Germanio tipo BEGe[1].

### MATERIALES Y MÉTODOS

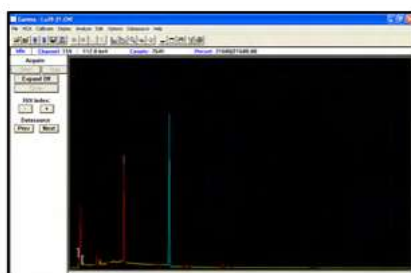
Para desarrollar el método, se participó previamente en un ejercicio de intercalibración/intercomparación organizado por el IRSN (Francia) con el fin de conseguir la armonización de los métodos de calibración y medida en heridas. El maniquí de calibración utilizado en este ejercicio se diseñó simulando la contaminación interna en piel mediante fuentes radiactivas circulares de PMMA equivalentes a tejido con  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{85}\text{Sr}$  y capas blanco del mismo material para simular la contaminación a distintas profundidades (0,10 y 18 mm).



### RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Las eficiencias obtenidas en función de la energía a distintas profundidades en la herida mostraron que a energías inferiores a 250 keV la eficiencia varía sustancialmente con la profundidad, mientras que para energías superiores a 250 keV dicha variación es menos significativa. La sensibilidad de detección del sistema BEGe permite medir actividades muy bajas en tiempos muy cortos de los radionucleidos que emiten en el rango operativo (10-2000 keV). Las calibraciones se validaron mediante el análisis de fuentes radiactivas similares a las de calibración, de actividad desconocida. Las desviaciones de los valores obtenidos con respecto a los valores verdaderos cumplieron los criterios de aceptación definidos en la norma ISO 28218[2].

Adicionalmente se probó en el caso específico de contaminación superficial por un pinchazo, que se pueden utilizar fuentes radiactivas puntuales como método alternativo de calibración. Este método se pudo poner en práctica en un caso real de un trabajador que resultó contaminado internamente con  $^{177}\text{Lu}$  por un pinchazo en el dedo medio de la mano izquierda. Dentro del programa de vigilancia establecido, las medidas para evaluar la contaminación en la herida se realizaron mediante 2 detectores BEGe sobre la zona afectada del dedo considerando una geometría de fuente puntual.



Para evaluar la actividad de  $^{177}\text{Lu}$  transferida a sangre, se realizaron medidas de la contaminación en cuerpo entero mediante detector  $\text{NaI}(\text{TI})$ , teniendo en cuenta la necesidad de aislar y blindar el área contaminada para una mejor estimación de la dosis interna. Se realizaron medidas 3 y 7 días después del accidente. Las actividades de lutecio medidas en el sitio de la herida fueron de  $269,6 \pm 43,5 \text{ kBq}$  ( $2\sigma$ ) a los 3 días y  $125,9 \pm 20,4 \text{ kBq}$  ( $2\sigma$ ) a los 7 días; y en el caso de las medidas en cuerpo entero, de  $563,0 \pm 93,1 \text{ kBq}$  ( $2\sigma$ ) a los 3 días y  $359,0 \pm 59,5 \text{ kBq}$  ( $2\sigma$ ) a los 7 días. Con estos resultados y aplicando el nuevo modelo biocinético OIR[3], se estimaron la actividad incorporada (Bq), dosis en piel y dosis efectiva comprometida  $\text{E}(50)(\text{Sv})$ [4] del trabajador.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> J.F. NAVARRO ET AL. IN VIVO MONITORING AT CIEMAT WHOLE BODY COUNTER OF A PERSON CONTAMINATED WITH LU-177 THROUGH A WOUND. ORAL COMMUNICATION IN IM 2022 (CRACOW)
- <sup>2</sup> ISO 28218:2010. RADIATION PROTECTION – PERFORMANCE CRITERIA FOR RADIOBIOASSAY.
- <sup>3</sup> ICRP, 2022. OCCUPATIONAL INTAKES OF RADIONUCLIDES: PART 5. ICRP PUBLICATION 151. ANN. ICRP 51 (1–2)
- <sup>4</sup> LÓPEZ. M.A. ET AL. DOSE ASSESSMENT IN A REAL CASE OF INTERNAL CONTAMINATION WITH LU-177 THROUGH A WOUND. ORAL COMMUNICATION IN IM2022 CRACOW (2022).

# CONTRIBUCIÓN DEL LMRI-CIEMAT AL DESARROLLO DE MÉTODOS DE CALIBRACIÓN Y OBTENCIÓN DE DATOS NUCLEARES DE RADIONUCLEIDOS DE INTERÉS EN MEDICINA NUCLEAR

Peyres Medina, V. (1); Sanchez Cabezudo, A. I. (1); Roteta Ibarra, M. (1); Mejuto Mendieta, M. (1); Navarro Ortega, N. (1)  
(1) CIEMAT

PALABRAS CLAVE: RADIONUCLEIDOS PET METROLOGÍA DE RADIACIONES IONIZANTES METROLOGÍA DE RADIONUCLEIDOS

## INTRODUCCIÓN

El LMRI (Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes), según el RD 533/1996, es el laboratorio depositario de los Patrones Nacionales de medida de Actividad de un radionucleido, entre otras magnitudes relacionadas con las radiaciones ionizantes.

Una de sus actividades es dotar al laboratorio de Capacidades de Medida y Calibración (CMCs) de manera que sus certificados sean reconocidos a nivel internacional por todos los países firmantes del Acuerdo de Reconocimiento Mutuo (MRA). Durante los últimos años, esta actividad ha sido especialmente relevante en el caso de radionucleidos de interés en medicina nuclear, como  $^{18}\text{F}$ ,  $^{22}\text{Na}$  y  $^{131}\text{I}$  entre otros.

Como paso previo a ese reconocimiento, es necesario desarrollar y validar métodos primarios de calibración apropiados para las características de los radionucleidos de interés. En este trabajo se presenta el desarrollo de métodos de calibración para radionucleidos adicionales:  $^{44}\text{Sc}$ ,  $^{89}\text{Zr}$  y  $^{68}\text{Ga}$ . En paralelo a su calibración en términos de actividad, se han medido sus periodos de semidesintegración ( $T_{1/2}$ ).

## RADIONUCLEIDOS Y TÉCNICAS DE MEDIDA

El  $^{44}\text{Sc}$  se desintegra por emisión  $\text{b}^+$  (94,27%) y por captura electrónica (5,73%) a  $^{44}\text{Ca}$ ; el  $^{89}\text{Zr}$  se desintegra por emisión  $\text{b}^+$  (22,8%) y por captura electrónica (77,2%) a  $^{89}\text{Y}$ ; por último, el  $^{68}\text{Ga}$  se desintegra parcialmente por emisión de positrones (88,88%) y por



captura electrónica (11,11%) a  $^{68}\text{Zn}$ . Por otra parte, sus  $T_{1/2}$  son: 3,97 (4) h, 78,42 (13) h y 67,71(8) min, respectivamente. Todos ellos son emisores de positrones con importantes aplicaciones en medicina nuclear.

Las técnicas utilizadas para su calibración han sido:

$^{44}\text{Sc}$ : Recuento por coincidencias b-g y centelleo líquido (LSC) con el método CIEMAT/NIST.

$^{89}\text{Zr}$ : Recuento por coincidencias b-g, recuento 4pg y LSC\_CIEMAT/NIST.

$^{68}\text{Ga}$ : Recuento por coincidencias b-g, recuento 4pg y LSC\_CIEMAT/NIST.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla se muestran los valores de concentración de actividad e incertidumbres obtenidos por las diferentes técnicas. Los resultados son consistentes considerando sus incertidumbres.

Respecto a las medidas de  $T_{1/2}$  se han obtenido nuevos valores con menores incertidumbres que las de los actualmente recomendados. Para todas las medidas de  $T_{1/2}$  se han obtenido residuos menores de 4 en términos de s.

| Radionucleido    | Técnica medida  | CA (u) ( $k=1$ ) [ $\text{Bq}\cdot\text{mg}^{-1}$ ] | $T_{1/2}$ recomendado | $T_{1/2}$ obtenido |
|------------------|-----------------|-----------------------------------------------------|-----------------------|--------------------|
| $^{44}\text{Sc}$ | Rec. coinc. b-g | 282,7 (11)                                          | 3,97 (4) h            | 4,042 (25)         |
|                  | LSC_CIEMAT/NIST | 283,1(14)                                           |                       |                    |
| $^{89}\text{Zr}$ | Rec. coinc. b-g | 465(9)                                              | 78,42 (13) h          | 78,333(38) h       |
|                  | Recuento 4pg    | 463,3(32)                                           |                       |                    |
|                  | LSC_CIEMAT/NIST | 464,7 (19)                                          |                       |                    |
| $^{68}\text{Ga}$ | Rec. coinc. b-g | 1790(11)                                            | 67,71(8) min          | 67,845(18) min     |
|                  | Recuento 4pg    | 1811(10)                                            |                       |                    |
|                  | LSC_CIEMAT/NIST | 1796(10)                                            |                       |                    |

En la figura se presenta un ejemplo del ajuste obtenido para  $^{68}\text{Ga}$ .

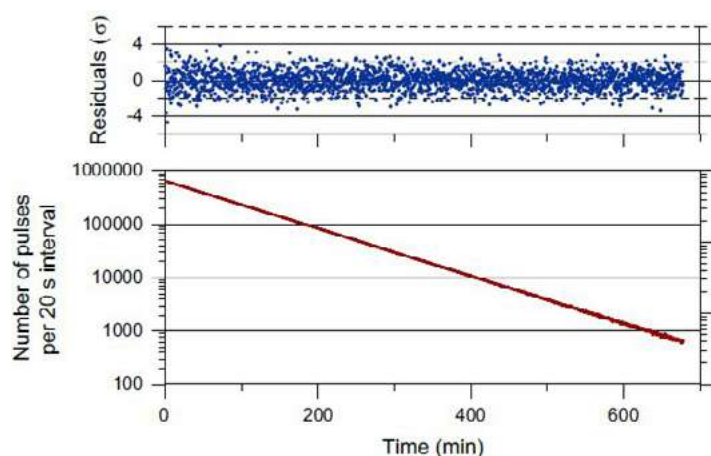


Figura. Datos de decaimiento (abajo) y residuos expresados en términos de su desviación estándar (arriba).

## CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en este trabajo corresponden a la combinación de dos o más técnicas de medida, considerándose por ello más robustos, y coinciden dentro de sus incertidumbres. Respecto a las medias de  $T_{1/2}$ , se han obtenido nuevos valores con incertidumbres menores que las de los actuales valores de referencia.

## REFERENCIAS

- GARCÍA-TORAÑO, E., PEYRÉS, V., ROTETA, M., 2007. ON THE STANDARDIZATION OF POSITRON EMITTERS BY  $4\pi$  COUNTING. NUCL. INSTRUM. METHODS PHYS. RES. A 570, 84–88.
- GARCÍA-TORAÑO, E., PEYRÉS, M., ROTETA, M., 2010. THE HALF-LIFE OF  $^{18}\text{F}$ . APPL. RADIAT. ISOT. 68 (7–8), 1561.
- GARCÍA-TORAÑO, E., PEYRÉS, V., ROMERO, E., ROTETA, M., 2014. MEASUREMENT OF THE HALF-LIFE OF  $^{68}\text{Ga}$ . APPL. RADIAT. ISOT. 87, 122-125.





- <sup>4</sup> GARCÍA-TORAÑO, E., PEYRÉS, V., ROTETA, M., MEJUTO, M., SÁNCHEZ-CABEZUDO, A., ROMERO, E., MARTÍNEZ ORTEGA, A., 2016. STANDARDISATION AND PRECISE DETERMINATION OF THE HALF-LIFE OF <sup>44</sup>Sc. APPL. RADIAT. ISOT. 109, 314–318.
- <sup>5</sup> GARCÍA-TORAÑO, E., PEYRÉS, V., ROTETA, M., MEJUTO, M., SÁNCHEZ-CABEZUDO, A., ROMERO, E., 2018. STANDARDISATION AND HALF-LIFE OF <sup>89</sup>Zr. APPL. RADIAT. ISOT. 134, 421–425.

## ANÁLISIS DE DOSIS ANUALES CORPORALES Y DE CRISTALINO EN INTERVENCIONISMO DURANTE 2021

Mas Muñoz, I. (1); Pujades Claumarchirant, M. (1); Vilar-Palop, J. (1); Soriano Cruz, Á. (1)  
(1) Centro Nacional de Dosimetría

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA PERSONAL, DOSIMETRÍA OCUPACIONAL, INTERVENCIONISMO, CRISTALINO

### INTRODUCCIÓN

En los procedimientos intervencionistas se emplean altas dosis de exposición al paciente que pueden redundar en altas dosis ocupacionales para los trabajadores, pudiendo llegar a superar los límites de dosis en cristalino. Este estudio muestra las dosis anuales de trabajadores de intervencionismo portadores de dosímetros del Centro Nacional de Dosimetría (CND) a lo largo de 2021.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han seleccionado las lecturas de dosímetro de solapa y de cristalino de trabajadores clasificados en servicios de radiología intervencionista.

Se han agrupado según el mes de lectura desde febrero de 2021 hasta enero de 2022 para incluir las dosis correspondientes a un año oficial y se ha calculado la dosis acumulada anual  $H_p(10)$  y  $H_p(3)$  descartando: dosis administrativas, dosis correspondientes a dosímetros perdidos, malas lecturas o irradiaciones accidentales no recibidas por el trabajador.

En el caso del cristalino no se ha aplicado ningún factor correctivo.

### RESULTADOS

Se han analizado 16 916 valores acumulados anuales de  $H_p(10)$  de trabajadores con dosímetro de solapa de 242 centros hospitalarios (Gráfico 1). La dosis colectiva fue 3,35 Sv y la dosis anual máxima corresponde a 20,8 mSv.

También se han analizado 342 valores acumulados anuales de  $H_p(3)$  de trabajadores con dosímetro de cristalino de 24 centros hospitalarios (Gráfico 2). La dosis colectiva fue 0,96 Sv y la dosis anual máxima corresponde a 30 mSv.

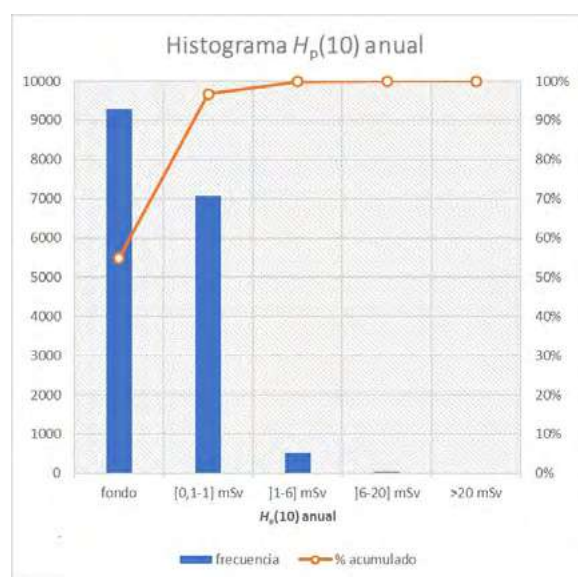


Gráfico 1  $H_p(10)$  anual medida con dosímetros de solapa

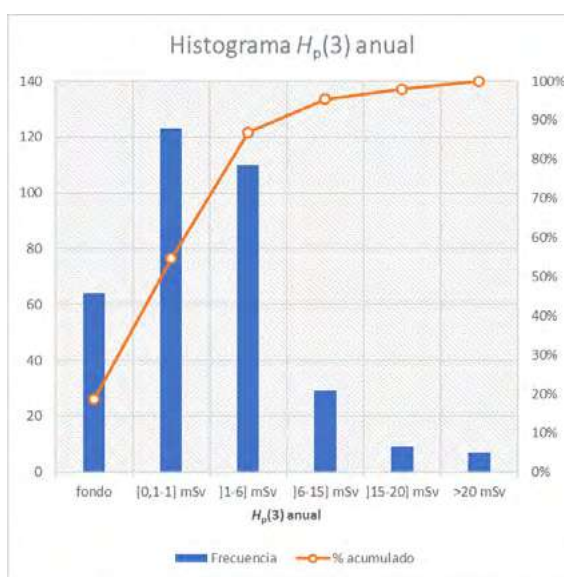


Gráfico 2  $H_p(3)$  anual medida con dosímetros de cristalino



## DISCUSIÓN

El número de trabajadores con dosímetro de solapa que anualmente supera los 6 mSv anual en  $H_p(10)$  es del 0,01%. Se observa solo una dosis anual  $H_p(10)$  (20,8 mSv) que supera el límite de dosis efectiva y que con la legislación actual [1] habría supuesto una sobredosis.

Los resultados proporcionados por los dosímetros de cristalino se han de interpretar teniendo en cuenta la posición de medida del dosímetro respecto al cristalino y el factor por uso de elementos protectores (que según fuentes bibliográficas [2] puede ser entre 0,3 y 0,5).

El personal de intervencionismo que utiliza dosímetro de cristalino con mucha seguridad usará elementos protectores. Aplicando el correspondiente factor correctivo a las dosis recibidas en cristalino es muy probable que ninguna  $H_p(3)$  anual supere los actuales límites de dosis. Sin embargo, los servicios de protección radiológica encargados de la vigilancia dosimétrica del personal expuesto deberán estimar individualmente el factor de corrección a aplicar en cada caso.

## CONCLUSIONES

Este estudio muestra buenas prácticas de trabajo en los servicios de intervencionismo de los centros sanitarios españoles analizados.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> REAL DECRETO 1029/2022, DE 20 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN DE LA SALUD CONTRA LOS RIESGOS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A LAS RADIACIONES IONIZANTES.
- <sup>2</sup> PRINCIPI S., FARAH J., FERRARI P. ET AL. THE INFLUENCE OF OPERATOR POSITION, HEIGHT AND BODY ORIENTATION ON EYE LENS DOSE IN INTERVENTIONAL RADIOLOGY AND CARDIOLOGY: MONTE CARLO SIMULATIONS VERSUS REALISTIC CLINICAL MEASUREMENTS. PHYS MED. 32(9); 1111 -1117, 2016.

# ACTIVIDAD DEL CIEMAT EN LA CALIBRACIÓN DE ACTIVÍMETROS DE LOS SERVICIOS DE MEDICINA NUCLEAR

Roteta Ibarra, M. (1); Navarro, N. (1); Peyres Medina, V. (1); Mejuto Mendieta, M. (1); Lombana Rodríguez, M. A. (1)  
(1) CIEMAT

PALABRAS CLAVE: ACTIVÍMETROS, CALIBRADORES DE DOSIS, MEDICINA NUCLEAR

## INTRODUCCIÓN

El LMRI del CIEMAT tiene como objetivo establecer, mantener y diseminar en nombre del Estado, según RD 533/1996 (BOE nº 77), los Patrones Nacionales de las unidades SI de Actividad, Exposición, Kerma y Dosis Absorbida, asumir la representación nacional de la metrología de radiaciones ionizantes ante organismos internacionales y asegurar la trazabilidad internacional de esos Patrones cumpliendo los requisitos del "Mutual Recognition Arrangement of the National Institutes of Metrology" (MRA.). Dentro de la medicina nuclear es importante el esfuerzo del laboratorio para mantener una cámara de ionización de referencia calibrada con radionucleidos de uso médico. En este marco se incluye el trabajo del LMRI para la calibración de activímetros de hospitales.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Los activímetros son cámaras de ionización de pozo en cuyo interior se sitúa la fuente radiactiva que se desea medir. Mediante una diferencia de potencial entre sus electrodos, la corriente producida por la radiación es -para una energía y en primera aproximación- proporcional a la actividad de la fuente. Con la calibración se consigue que la cámara indique el valor de dicha actividad. Los activímetros se utilizan para medir emisores gamma. Como la fuente está dentro del pozo, la respuesta a la geometría se minimiza. Deben conocerse: fondo, precisión, linealidad y estabilidad.

La calibración del activímetro se efectúa partir de una disolución radiactiva calibrada en actividad por unidad de masa de forma primaria en el mismo laboratorio. Las técnicas para llevarla a cabo son diversas: centelleo líquido, coincidencias,  $4\pi\gamma$ . Después, una alícuota pesada de la disolución se introducirá en uno de los contenedores (ampolla o jeringa) y se miden la corriente de fondo y la de la fuente radiactiva. La medida será rechazada cuando la corriente debida a dicha fuente no supere en un orden de magnitud a la del fondo.

El factor de calibración (expresado en unidades de Bq.pA-1) se define:

$$fc = \frac{A}{I_a - I_f}$$



Donde:

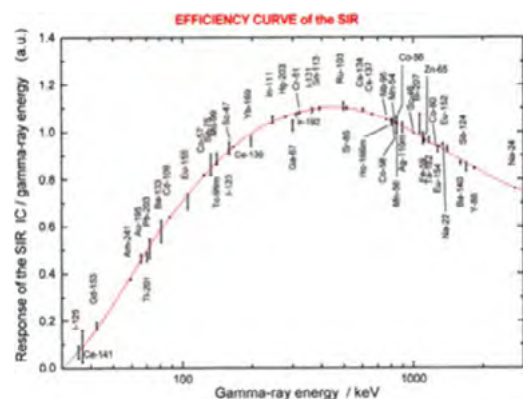
- A Actividad de la fuente.
- Ia Intensidad de corriente debida a la fuente.
- If Intensidad de corriente debida al fondo.

## RESULTADOS

El procedimiento empleado para la calibración de los activímetros es el siguiente: los radionucleidos Ba-133, Ce-139, Cd-109, Co-57, Co-60, Cs-134, Cs-137, F-18, Ga-67, Ga-68, I-123, I-131, Ir-192, Mn-54, Na-22, Np-237, Sc-44, Sn-113, Sr-85, Tc-99m, Y-88, Y-90 y Zr-89 entre otros se calibran mediante técnicas primarias. Estas disoluciones emplean a continuación para calibrar la cámara de ionización de referencia (IG11), considerando distintas geometrías. Para calibrar otros activímetros, se comparan sus valores con los de la cámara de referencia. La respuesta de uno de estos equipos frente a diversos radionucleidos se muestra en la Figura.

## CONCLUSIONES

La participación del CIEMAT en intercomparaciones de actividad de varios radionucleidos otorga al laboratorio las capacidades de medida y calibración (CMCs) por las cuales está autorizado para emitir certificados de calibración de activímetros de esos radionucleidos. La lista anterior se ampliará a otros nucleidos, preferiblemente, los incluidos en nuevos radiofármacos.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> "PROTOCOLO NACIONAL DE CONTROL DE CALIDAD EN LA INSTRUMENTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR". SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, SOCIEDAD ESPAÑOLA DE MEDICINA NUCLEAR E IMAGEN MOLECULAR SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. 2020.
- <sup>2</sup> "PROTOCOLO PARA LA CALIBRACIÓN Y EL USO DE ACTIVÍMETROS". LABORATORIO DE METROLOGÍA DE RADIACIONES IONIZANTES, CIEMAT. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, SOCIEDAD ESPAÑOLA DE MEDICINA NUCLEAR, SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, SOCIEDAD ESPAÑOLA DE RADIOFARMACIA. 2003. EDITORIAL CIEMAT.
- <sup>3</sup> A.RYTZ, "THE INTERNATIONAL REFERENCE SYSTEM FOR ACTIVITY MEASUREMENTS OF G-RAY EMITTING NUCLIDES", INT. J. APPL. RADIAT. ISOT, 34:8 (1983), pp1047-1056
- <sup>4</sup> JCGM 100: 2008, "EVALUACIÓN DE DATOS DE MEDICIÓN. GUÍA PARA LA EXPRESIÓN DE LA INCERTIDUMBRE DE MEDIDA", EDICIÓN DIGITAL 1 EN ESPAÑOL., CEM.

# CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN DETECTOR DE CENTELLEO PLÁSTICO CON UN MR-LINAC

Ferrer Gracia, C. L. (1); Huertas Martínez, C. (1); García Riñón, D. (1); Feijoo, M. (2); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz, (2) Blue Physics med

PALABRAS CLAVE: CENTELLEADOR, CARACTERIZACIÓN, MR-LINAC

## INTRODUCCIÓN

Los centelleadores de plástico se han utilizado como detectores de radiación durante los últimos años, ya que son equivalentes a agua e independientes de la dosis, la tasa de dosis y el ángulo de incidencia. Además, también son independientes de la presencia



de un campo magnético y podrían utilizarse para la dosimetría in vivo en un acelerador con resonancia magnética (MR-Linac). Con la llegada de un nuevo detector de centelleo comercial, el Blue Physics Model 10, se ha llevado a cabo su caracterización en un MR-Linac con vistas a futuras aplicaciones.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El centelleador consiste en un cilindro plástico de 1 mm de diámetro y 1 mm de longitud con un volumen sensible de 0.785 mm<sup>3</sup>, alojado en una carcasa de plástico que imita una cámara de ionización semiflex 3D de PTW. Para su calibración, el centelleador se ha colocado en agua en el isocentro a profundidad de 5 cm (SSD= 138.5 cm) utilizando un maniquí PTW BEAMSCAN MR 3D y se han obtenido el factor de canal adyacente (ACR), utilizado para sustraer la señal residual causada por el efecto Cerenkov, y el factor de calibración en dosis del detector mediante su calibración cruzada con una cámara de ionización Farmer de PTW. Se estudian la repetibilidad a corto plazo, la linealidad dosis-respuesta, la dependencia de la tasa de dosis, la dependencia angular y la dependencia con la temperatura.



FIGURA 1. Sistema de centelleo Blue Physics modelo 10.

## RESULTADOS

El factor de calibración resultó 0.9650 cGy/nC con un valor de ACR= 1.085 ± 0.006. La repetibilidad a corto plazo presentó variaciones insignificantes (<0,4%) para 100 y 20 MU. Se obtuvieron resultados similares para la linealidad dosis-respuesta y la dependencia con la tasa de dosis. Se determinó una pequeña dependencia angular, mientras que el centelleador resultó prácticamente independiente de la temperatura (TABLA 1).

TABLA 1. Resultados de las pruebas

| Prueba                               | Resultado         |
|--------------------------------------|-------------------|
| Repetibilidad a corto plazo (100 UM) | $\sigma = 0.31\%$ |
| Repetibilidad a corto plazo (20 UM)  | $\sigma = 0.37\%$ |
| Linealidad dosis-respuesta           | RMS= 0.47%        |
| Dependencia con la tasa de dosis     | RMS= 0.61%        |
| Dependencia angular                  | RMS= 0.28%        |
| Dependencia con la temperatura       | $\sigma = 0.39\%$ |

## DISCUSIÓN

Se ha comprobado que con este centelleador es necesario realizar una irradiación previa, así como calcular el valor ACR cada vez que se vaya a utilizar, ya que este parámetro puede variar ligeramente entre diferentes días. Los resultados son similares a otros estudios en centelleadores. La pequeña dependencia angular indica que el centelleador no está totalmente centrado en el interior del material de recubrimiento. La independencia con la temperatura permite su uso futuro para dosimetría in-vivo en un MR-linac mientras se adquiere imagen de RM.

## CONCLUSIONES

El detector de centelleo Blue Physics Modelo 10 representa una buena alternativa a otros detectores, debido a sus excelentes características.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> CARRASCO P, JORNET N, JORDI O, LIZONDO M, LATORRE-MUSOLL A, EUDALDO T, ET AL. CHARACTERIZATION OF THE EXTRADIN W1 SCINTILLATOR FOR USE IN RADIOTHERAPY. MED PHYS. 2015;42(1):297–304.
- <sup>2</sup> SCHOEPPER I, DIETERICH S, TRESTRIL EA, KENT MS. PRE-CLINICAL AND CLINICAL EVALUATION OF THE HYPERSCINT PLASTIC SCINTILLATION DOSIMETRY RESEARCH PLATFORM FOR IN VIVO DOSIMETRY DURING RADIOTHERAPY. J APPL CLIN MED PHYS. 2022;23(4).

# DISEÑO Y CARACTERIZACIÓN DEL DOSÍMETRO DE CRISTALINO DEL CENTRO NACIONAL DE DOSIMETRÍA SEGÚN LA NORMA IEC 62387

Soriano Cruz, Á. (1); Pujades Claumarchirant, M. C. (1); Mas Muñoz, I. (1); Vilar Palop, J. (1); Palma Copete, J. D. (1); Oliver Cañamás, L. (2); Gracia Ochoa, M. (1); Candela Juan, C. (1)

(1) Centro Nacional de Dosimetría, (2) Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA PERSONAL, CRISTALINO, HP(3), IEC62387

## INTRODUCCIÓN

En 2020 el Centro Nacional de Dosimetría (CND) desarrolló un dosímetro propio específico para la medida del equivalente de dosis en el cristalino basado en tecnología termoluminiscente. En este estudio se evalúa la respuesta a la radiación de este sistema siguiendo algunas de las pruebas tipo de la guía IEC 62387 [1], que establece los requisitos que ha de satisfacer todo sistema de dosimetría personal de integración pasiva.

## MATERIAL/MÉTODOS

El dosímetro de cristalino del CND (FIGURA 1) está compuesto por un único detector termoluminiscente de LiF:Mg,Ti modelo EXTRAD TLD-100 (Thermo Fisher Scientific) de espesor de 100 mg/cm<sup>2</sup> y 3 mm de lado, situado entre dos filtros equivalentes a tejido de PTFE de 3,2 mg/cm<sup>2</sup>. El conjunto se introduce en una funda de plástico herméticamente sellada para evitar contaminantes y protegerlo de la luz, y se puede colocar en la cabeza con una cinta elástica, en el gorro quirúrgico con un imperdible o en la patilla de la gafa gracias al velcro que incorpora. El lector utilizado es un Harshaw 8800 plus (Thermo Fisher Scientific) y los programas de análisis son los propios del CND.



Figura 1. Maniquí con el dosímetro de cristalino del CND.



Las irradiaciones de los dosímetros se han llevado a cabo en los Laboratorios de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CND y del CIEMAT, para la magnitud equivalente de dosis a profundidad 3 mm para radiación de fotones, para valores de  $H(3)$  entre 0,1 mSv y 1 Sv y con energías de  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{60}\text{Co}$ , serie N y RQR-M. Se ha evaluado: el coeficiente de variación, la linealidad de la respuesta con la dosis y la respuesta con la energía y el ángulo de incidencia de la radiación.

## RESULTADOS

En la TABLA 1 se muestran los intervalos para los que la respuesta del sistema se encuentra dentro de las tolerancias para la magnitud  $H_p(3)$  y radiación de fotones.

Tabla 1. Resultados.

| Prueba tipo test                                                   | Intervalo de cumplimiento con la norma IEC62387 |
|--------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|
| Coeficiente de variación                                           | 0,2 mSv – 1 Sv                                  |
| Linealidad de la respuesta con la dosis                            | 0,2 mSv – 1 Sv                                  |
| Respuesta con la energía y el ángulo de incidencia de la radiación | 16 keV – 1,3 MeV<br>0° – ±60°                   |

## DISCUSIÓN

La disponibilidad de un dosímetro específico para cristalino es de gran utilidad en la monitorización de las dosis recibidas por el personal expuesto con riesgo de superar el límite de dosis en este órgano. La adecuación del sistema dosimétrico empleado a este fin debe cumplir los requisitos de la normativa correspondiente.

## CONCLUSIÓN

El sistema evaluado cumple, en el intervalo especificado, con los requisitos de la norma IEC 62387 para poder ser utilizado en dosimetría personal para estimar la dosis en cristalino en términos de  $H_p(3)$ .

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION IEC 62387, RADIATION PROTECTION INSTRUMENTATION–DOSIMETRY SYSTEMS WITH INTEGRATING PASSIVE DETECTORS FOR INDIVIDUAL, WORKPLACE AND ENVIRONMENTAL MONITORING OF PHOTON AND BETA RADIATION. ED. 2.0, 2020.

# ANÁLISIS BIG DATA EN DOSIMETRÍA CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA: CURVAS SENSITOMÉTRICAS Y CALIBRACIÓN ESTÁNDAR

Méndez Carot, I. (1); Rovira Escutia, J. J. (2); Casar, B. (1)

(1) Institute of Oncology Ljubljana, (2) Consorcio Hospital General Universitario de Valencia

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, PELÍCULA, RADIOCRÓMICA, BIG DATA

## INTRODUCCIÓN

Radiochromic.com es una aplicación web para, entre otras funcionalidades, la dosimetría con película radiocrómica. Al mismo tiempo, es una herramienta de investigación que hace posible el análisis big data de miles de dosimetrías con película radiocrómica. En este trabajo se usó Radiochromic.com, en primer lugar, para buscar la forma funcional de las curvas sensitométricas que optimiza la exactitud en dosimetría con película radiocrómica. Y, en segundo lugar, se analizó la incertidumbre en la medida de la dosis derivada de utilizar películas radiocrómicas sin calibración, mediante el uso de una calibración estándar.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para obtener la correspondencia entre dosis y valores de píxel (R, G y B) de la película, se extrajo aleatoriamente una muestra de 1034 análisis gamma anonimizados de la base de datos de Radiochromic.com. En cada análisis, la curva sensitométrica del sistema dosimétrico se definió como la relación entre la dosis del TPS y el valor de píxel en un canal de la película.





Las curvas sensitométricas fueron ajustadas con nueve formas funcionales diferentes. Las formas funcionales examinadas debían cumplir que el número máximo de parámetros fuera cuatro y tanto el valor de píxel como el valor absoluto de la derivada fueran monótonamente decrecientes con la dosis. Una vez ajustadas las curvas sensitométricas se calculó la dosis para cada píxel de la película con el fin de comparar dosis del TPS y dosis medidas con película.

Con los valores medianos de los parámetros de las formas funcionales se construyeron calibraciones estándar que se compararon también con las curvas sensitométricas experimentales y se usaron para calcular la dosis relativa en cada punto.

## RESULTADOS

Como ejemplo de los resultados de este trabajo, la siguiente tabla muestra las incertidumbres estimadas para el ajuste de la curva sensitométrica y para la dosis en cada punto en el canal R de la función algebraica de 3 parámetros. En las medidas con calibración, las incertidumbres se refieren a la dosis absoluta, mientras que en las medidas sin calibración, es decir, con calibración estándar, se calculó la dosis relativa. Es necesario puntualizar que los valores de incertidumbre son muy conservadores ya que incluyen no solo la incertidumbre de la película sino también la del TPS y el ruido en la muestra.

| Incertidumbre (%) | Curva sensit. con cal. | Dosis con calibración | Curva sensit. sin cal. | Dosis sin calibración |
|-------------------|------------------------|-----------------------|------------------------|-----------------------|
| 0-0.5 Gy          | 8.9                    | 17.3                  | 19.9                   | 26.1                  |
| 0.5-1 Gy          | 4.6                    | 9.0                   | 10.1                   | 13.0                  |
| 1-2 Gy            | 2.6                    | 5.9                   | 6.4                    | 8.4                   |
| 2-4 Gy            | 1.9                    | 4.0                   | 4.4                    | 5.9                   |
| 4-8 Gy            | 1.7                    | 3.6                   | 4.5                    | 5.6                   |
| 8-16 Gy           | 2.2                    | 3.4                   | 4.8                    | 5.6                   |
| >16 Gy            | 2.3                    | 3.2                   | 5.8                    | 6.2                   |

## CONCLUSIONES

Tres formas funcionales produjeron las menores incertidumbres en la medida de la dosis.

Si bien el uso de una calibración estándar con películas radiocrómicas no es adecuado para la verificación de tratamientos, sí puede resultar útil en medidas donde incertidumbres mayores en la dosis relativa sean aceptables y para mejorar la exactitud en el control de calidad de los equipos.

# SERIE RQT, DEFINIDA EN LA NORMA IEC 61267: ASEGURAMIENTO DE LA VALIDEZ DE LOS RESULTADOS DEL LABORATORIO DE METROLOGÍA DEL CND

Palma Copete, J. D. (1); Pujades Claumarchirant, M. D. C. (1); Sánchez Relucio, J. C. (1); Núñez Pintos, C. E. (1); Pallarés Ripollés, M. (2); Pastor Pérez, D. A. (3)

(1) Centro Nacional de Dosimetría, (2) Fundación Instituto Valenciano de Oncología, (3) Facultad de Física. Universidad de Valencia

PALABRAS CLAVE: CALIBRACIÓN, TC, RQT, IEC6126, CÁMARA LÁPIZ

## INTRODUCCIÓN

El Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Centro Nacional de Dosimetría (CND) ha ampliado su cartera de servicios, incorporando la serie RQT para realizar las calibraciones de los equipos utilizados en tomografía computarizada (TC).

Una vez caracterizados los haces de radiación, el siguiente paso es asegurar la validez de los resultados, lo haremos mediante la comparación de las calibraciones, en los citados haces, en el CND con la calibración en las mismas calidades energéticas en dos laboratorios de reconocido prestigio.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se caracterizaron las calidades energéticas correspondientes a la Serie RQT definida en la norma IEC 61267[1] (RQT-8, RQT-9 y RQT-10).

El aseguramiento de la validez de los resultados, para la Serie en estudio, lo conseguiremos mediante la comparación de las calibraciones en el CND, para dos magnitudes diferentes y la serie completa, con dos laboratorios de reconocido prestigio. Usaremos para este fin el Índice de Compatibilidad (IC) definido como:



$$IC = \frac{\left| (N_{A,Q_B})_C - (N_{A,Q_B})_{CND} \right|}{\sqrt{U^2 \left( (N_{A,Q_B})_C \right) + U^2 \left( (N_{A,Q_B})_{CND} \right)}}$$

Donde  $(N_{A,Q_B})_C$  es el coeficiente de calibración en una magnitud A, para una calidad energética  $Q_B$  en un laboratorio C y  $U((N_{A,Q_B})_C)$  es la incertidumbre expandida, con un factor de cobertura  $k=2$ , de cada uno de los coeficientes de calibración. Los resultados son compatibles si el IC es inferior a uno.

Para la magnitud kerma en aire ( $k_{air}$ ), se han comparado los resultados de las calibraciones en el CND con las del laboratorio Primario de Alemania (PTB) usando la combinación cámara-electrómetro PTW-Freiburg TM23361/Unidos weblene 10021.

Para la magnitud producto kerma longitud (PKL), se han comparado los coeficientes obtenidos en el laboratorio del CND con los del laboratorio Secundario de PTW-Freiburg mediante la combinación cámara lápiz-electrómetro PTW-Freiburg TM30009/Unidos weblene 10021.

## RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran los coeficientes de calibración, con su incertidumbre expandida para un factor de cobertura  $k=2$ , obtenidos para cada magnitud por cada uno de los laboratorios, así como el valor final del Índice de Compatibilidad:

| Comparación CND-PTB          |           |                                         |                                      |                                         |                                      |                          |
|------------------------------|-----------|-----------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------|
| Calidad de radiación         | Magnitud  | Coeficiente de calibración CND (Gy/C)   | Incertidumbre expandida CND (Gy/C)   | Coeficiente de calibración PTB (Gy/C)   | Incertidumbre expandida PTB (Gy/C)   | Índice de compatibilidad |
| RQT-8                        | $k_{air}$ | $8.89 \cdot 10^5$                       | $0.20 \cdot 10^5$                    | $8.851 \cdot 10^5$                      | $0.089 \cdot 10^5$                   | 0.18                     |
| RQT-9                        | $k_{air}$ | $8.92 \cdot 10^5$                       | $0.20 \cdot 10^5$                    | $8.887 \cdot 10^5$                      | $0.089 \cdot 10^5$                   | 0.15                     |
| RQT-10                       | $k_{air}$ | $8.95 \cdot 10^5$                       | $0.20 \cdot 10^5$                    | $8.923 \cdot 10^5$                      | $0.090 \cdot 10^5$                   | 0.12                     |
| Comparación CND-PTW-Freiburg |           |                                         |                                      |                                         |                                      |                          |
| Calidad de radiación         | Magnitud  | Coeficiente de calibración CND (Gycm/C) | Incertidumbre expandida CND (Gycm/C) | Coeficiente de calibración PTW (Gycm/C) | Incertidumbre expandida PTW (Gycm/C) | Índice de compatibilidad |
| RQT-8                        | PKL       | $8.20 \cdot 10^7$                       | $0.18 \cdot 10^7$                    | $8.07 \cdot 10^7$                       | $0.22 \cdot 10^7$                    | 0.46                     |
| RQT-9                        | PKL       | $8.25 \cdot 10^7$                       | $0.19 \cdot 10^7$                    | $8.15 \cdot 10^7$                       | $0.22 \cdot 10^7$                    | 0.34                     |
| RQT-10                       | PKL       | $8.36 \cdot 10^7$                       | $0.19 \cdot 10^7$                    | $8.23 \cdot 10^7$                       | $0.23 \cdot 10^7$                    | 0.44                     |

Tabla 1. Coeficientes de calibración, incertidumbres expandidas e índices de compatibilidad.

## DISCUSIÓN

El parámetro usado para evaluar la compatibilidad de los resultados del Laboratorio de Metrología del CND con los dos laboratorios citados ha sido el IC. Al ser los valores de IC, en todos los casos, menores a la unidad, se puede afirmar que los resultados de nuestro laboratorio son compatibles dentro de las incertidumbres.

## CONCLUSIONES

A la luz de los resultados obtenidos queda asegurada la validez de los resultados obtenidos por el CND, y por tanto, el Laboratorio del CND puede proporcionar servicios de calibración para los detectores de radiación utilizados en tomografía computarizada.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> IEC 61267:2005: MEDICAL DIAGNOSTIC X-RAY EQUIPMENT – RADIATION CONDITIONS FOR USE IN THE DETERMINATION OF CHARACTERISTICS.



# PLANIFICACIÓN DE PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA PERSONAL OSL BASADO EN ÓXIDO DE BERILIO (BeO)

Rodríguez Jiménez, R. (1); Romero Gutiérrez, A. M. (1); Moraleda Chaves, M. (1); Gómez Ros, J. M. (1)  
(1) CIEMAT

PALABRAS CLAVE: DOSÍMETRO PERSONAL, DOSIMETRÍA OSL, SERVICIO DE DOSIMETRÍA PERSONAL EXTERNA

## INTRODUCCIÓN

Los sistemas de dosimetría por luminiscencia ópticamente estimulada (OSL) cuentan con dos aspectos diferenciadores frente a los sistemas TLD; en primer lugar, la dosimetría OSL permite reevaluar la dosis [1] y, además sus resultados están respaldados por los ejercicios comparativos de dosimetría personal que viene organizando el grupo EURADOS [2]. Por ello, el Servicio de Dosimetría Personal Externa (DPE) del Ciemat ha incorporado recientemente un nuevo sistema de dosimetría personal OSL basado en óxido de berilio (BeO). Este trabajo presenta la planificación de puesta en marcha del nuevo sistema OSL de dosímetros corporales y de extremidades para fotones y radiación beta.

## MATERIALES Y MÉTODOS

El CIEMAT viene realizando desde 1992 la dosimetría personal de fotones y radiación beta con sistemas TLD de Panasonic que, a pesar de su robustez y eficaz mantenimiento durante todos estos años, presenta actualmente importantes problemas de obsolescencia. Por ello, se ha adquirido el sistema BeOSL de DOSImetrics a través del Plan de Recuperación, Transformación y Resiliencia financiado por la Unión Europea. Este sistema OSL de dosimetría personal está basado en un único material (BeO) equivalente a tejido. Los dosímetros constan de 4 elementos detectores bajo diferentes filtraciones lo que permite aplicar un algoritmo lineal de cálculo de dosis que proporciona información sobre la calidad de la radiación y optimiza la respuesta energética y angular. El equipo de lectura / borrado cuenta con un intercambiador (robot) integrado que permite procesar de forma automática al menos 120 dosímetros mediante ordenador personal con conexiones estándar y un software de control del equipo (figura 1). La necesidad de identificar individualmente el dosímetro y el usuario se realiza mediante la lectura de un código de barras.

FIGURA 1. Sistema de dosimetría BeOSL de DOSImetrics: mesa con intercambiador automático de dosímetros, lector y borrador OSL, y dosímetros corporales y de extremidades.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La metodología para la incorporación del sistema dosimétrico al DPE consiste en la caracterización completa de la respuesta de los dosímetros tanto de forma experimental como mediante modelos de simulación por Monte Carlo, incluyendo el estudio de la estabilidad del material cerámico BeO, así como de la capacidad de reevaluación de los dosímetros tras la exposición a campos de fotones y radiación beta. Estos estudios permiten validar la respuesta del sistema en términos de magnitudes de protección. Los resultados proporcionados por la dosimetría OSL del BeO se deben ajustar al cumplimiento de los criterios establecidos en los estándares internacionales para sistemas de dosimetría pasiva [3], correspondientes a los ensayos de: estabilidad (fading), reproducibilidad, respuesta con la dosis (linealidad), límite de detección (dosis mínima medible), respuesta angular y con la energía (fotones y beta), satisfaciendo las características técnicas del fabricante que se relacionan en la tabla 1.

TABLA 1. Características del sistema BeOSL de DOSImetrics.

## CONCLUSIONES

El objetivo de incorporar el sistema BeOSL en el DPE del Ciemat, debe incluir la validación de los ensayos contenidos en la norma IEC 62387:2020 para estar en condiciones de ser autorizado su funcionamiento por el Consejo de Seguridad Nuclear.

## REFERENCIAS

- [1] OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENCE : FUNDAMENTALS AND APPLICATIONS / EDUARDO G. YUKIHARA AND STEPHEN W.S. MCKEEVER. 2011 JOHN WILEY & SONS LTD
- [2] EURADOS INTERCOMPARISON 2016 FOR WHOLE BODY DOSEMETERS IN PHOTON AND MIXED RADIATION FIELDS. H. STADTMANN, A. F. MCWHAN, T. W. M. GRIMBERGEN, M. FIGEL, A. M. ROMERO, B. J. JANSEN, C. HRANITZKY, C. GÄRTNER. EURADOS REPORT 2020-03.



<sup>3</sup> [3] STANDARD IEC 62387:2020, RADIATION PROTECTION INSTRUMENTATION–DOSIMETRY SYSTEMS WITH INTEGRATING PASSIVE DETECTORS FOR INDIVIDUAL, WORKPLACE AND ENVIRONMENTAL MONITORING OF PHOTON AND BETA RADIATION.

## REVISIÓN DOSIS EN CRISTALINO EN EL PERIODO 2020 A 2022

Muñoz Blasco, J. (1); Llansana, J. (1); Gultresa, J. (1); Gultresa, O. (1)

(1) Centro De Dosimetría, S.L.

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, CRISTALINO, Hp(3)

### INTRODUCCIÓN

Se ha analizado la evolución del número de controles de cristalino y de sus dosis en el periodo 2020 a 2022. Se comparan las dosis acumuladas anuales de cristalino respecto a las de cuerpo entero en los casos en que los usuarios utilizan ambos tipos de control en la misma instalación.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Lectores TL automáticos marca RADOS modelo RE2000, detectores TLD-100, marca HARSAW, portadosímetros de cuerpo entero (CE) y de cristalino (CR), modelos diseñados y fabricados por centro de dosimetría, compatibles con RADOS y calibrados en el LCSD del INTE.

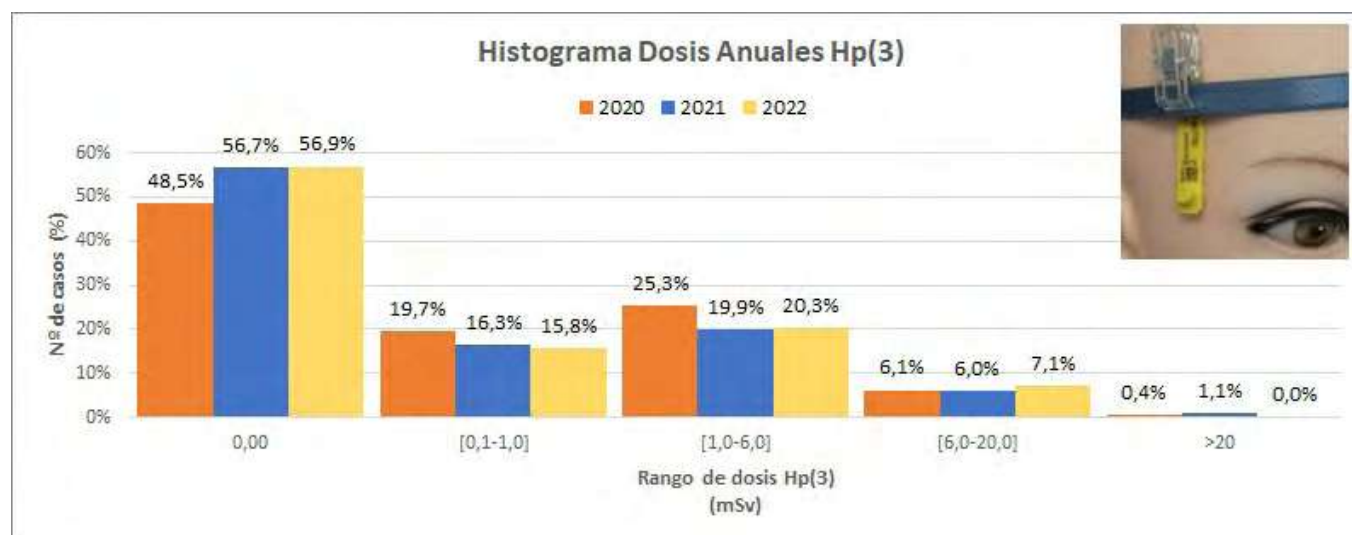
El dosímetro CR está calibrado<sup>1,2</sup> en términos de Hp(3) y su respuesta verificada en la intercomparación<sup>1,2</sup> EURADOS IC2019exteye. Este dosímetro es de un solo uso, estanco, ergonómico y con diferentes alternativas para su colocación (cinta, gorro, gafas), permite alojar dos detectores, uno encima de otro y su forma plana facilita su identificación, realizada mediante grabado laser.

### RESULTADOS

El número de controles de cristalino ha aumentado de 200 en 2020 a unos 300 en la actualidad, un incremento que no parece reflejar la tendencia en la radioprotección<sup>3</sup> del cristalino.

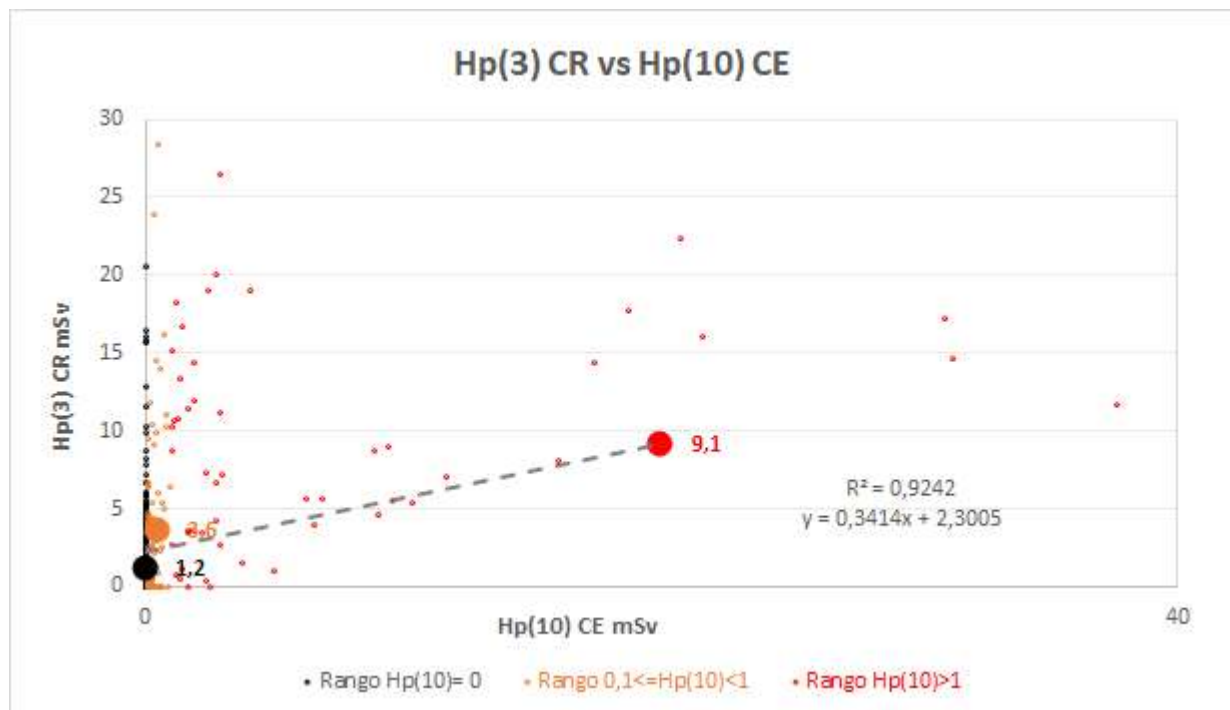
Prácticamente la totalidad de usuarios provienen del ámbito sanitario, el 96% en radiología intervencionista y 4% en medicina nuclear.

Se han analizado unos 400 controles y más de 6500 dosis asignadas, en la gráfica nº1 se muestra la distribución de dosis anuales de cristalino para el periodo analizado.



No hay diferencias significativas entre las distribuciones de dosis de los años analizados, correspondiendo un 50% a dosis nulas y un 30% a dosis superiores a 1mSv/año.

En la gráfica nº2 se analiza la relación entre la dosis anual de cristalino Hp(3) y la dosis equivalente anual Hp(10) del dosímetro de cuerpo entero para los usuarios que combinan el uso de ambos dosímetros en la misma instalación, donde se observa que no hay correlación directa entre Hp(10) y Hp(3).



Considerando tres rangos de Hp(10) anual en los controles de cuerpo entero:

a) dosis nula, b) dosis entre 0,1 y 1 mSv, y c) dosis superiores a 1 mSv, las dosis medias en cristalino para cada rango son:  $Hp(3)_{CE=0} = 1,2 \pm 2,6$  mSv (Cv= 210%),  $Hp(3)_{CE [0,1-1]} = 3,6 \pm 5,2$  mSv (Cv= 146%) y  $Hp(3)_{CE \geq 1} = 9,1 \pm 6,7$  mSv (Cv= 73%).

Observando que los valores medios de Hp(3) para cada rango están moderadamente correlacionados con Hp(10), a la vez que disminuye ligeramente el coeficiente de variación.

## CONCLUSIONES

- No podemos establecer correlación entre la dosis Hp(3) del dosímetro de cristalino y la dosis Hp(10) de cuerpo entero, incluso cuando ambas dosis son significativas.
- Se observa una relación cualitativa entre el rango de dosis de cuerpo entero y las dosis medias en cristalino para cada rango.
- Un 22% de controles con dosis anual Hp(10) nula tienen dosis anual Hp(3) > 1 mSv, es decir, una dosis Hp(10) nula no es un índice de protección del cristalino.
- En solo 5 casos Hp(3) ha resultado ser superior a 20 mSv/año (1%)

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> J. GULTRESA, O. GULTRESA, J. LLANSANA, J. MUÑOZ. ANILLO PLANO DE UN SOLO USO PARA DOSIMETRÍA DE EXTREMIDADES Y CRISTALINO. PRESENTACIÓN EN 7º CONGRESO CONJUNTO SEFM- SEPR, ON-LINE, 2021.
- <sup>2</sup> IEC 62387:2012, RADIATION PROTECTION INSTRUMENTATION – PASSIVE INTEGRATING DOSIMETRY SYSTEMS FOR PERSONAL AND ENVIRONMENTAL MONITORING OF PHOTON AND BETA RADIATION
- <sup>3</sup> UNE-EN ISO 15382:2015 PROCEDIMIENTOS PARA VIGILAR LAS DOSIS EN CRISTALINO, LA PIEL Y LAS EXTREMIDADES.

## DOSIMETRÍA PERSONAL DE NEUTRONES MEDIANTE DETECTORES PADC. ESTUDIO PRELIMINAR DE LA RESPUESTA ENERGÉTICA

Romero Gutiérrez, A. M. (1); Barbero Fernández, M. C. (2); Faba, J. (2); Moraleda Chaves, M. (1); Rodríguez Jiménez, R. (1); Gómez Ros, J. M. (1)

(1) CIEMAT, (2) CSN

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA PERSONAL, NEUTRONES, PADC, MCNP6

### INTRODUCCIÓN

Dentro del desarrollo del Convenio "DOPEN: Dosimetría Personal de Neutrones" entre el Ciemat y el CSN, para el desarrollo de un sistema de dosimetría personal de neutrones mediante dosímetros de trazas basados en detectores de PADC (poli alil diglicol carbonato), este trabajo presenta la caracterización inicial de la respuesta energética del dosímetro.

### MATERIALES Y MÉTODO

El dispositivo estudiado [1] es un detector de trazas que consiste en una lámina de polímero PADC ( $C_{12}H_{18}O_7$ , densidad  $1,31 \text{ g/cm}^3$ ) de tamaño  $2,7 \times 3,9 \times 0,05 \text{ cm}^3$  y con un portadosímetro de Nylon-6 ( $C_6H_{11}NO$ , densidad  $1,14 \text{ g/cm}^3$ ). Estos detectores tienen una alta sensibilidad para neutrones en un amplio rango de energías que van desde los 100 keV hasta 14 MeV.

Se ha simulado con MCNP6 [2] la respuesta de una lámina de PADC con recubrimiento de Nylon colocada sobre un maniquí de agua ( $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ ). La fuente es un haz paralelo de neutrones monoenergéticos de sección  $10,53 \text{ cm}^2$ .

La respuesta se evalúa mediante el número de reacciones de colisión elástica que tienen lugar en el detector en función de la energía de los neutrones (FIGURA 1). La mayor contribución es debida a las reacciones de colisión elástica en el hidrógeno, ya que tiene una sección eficaz mayor.

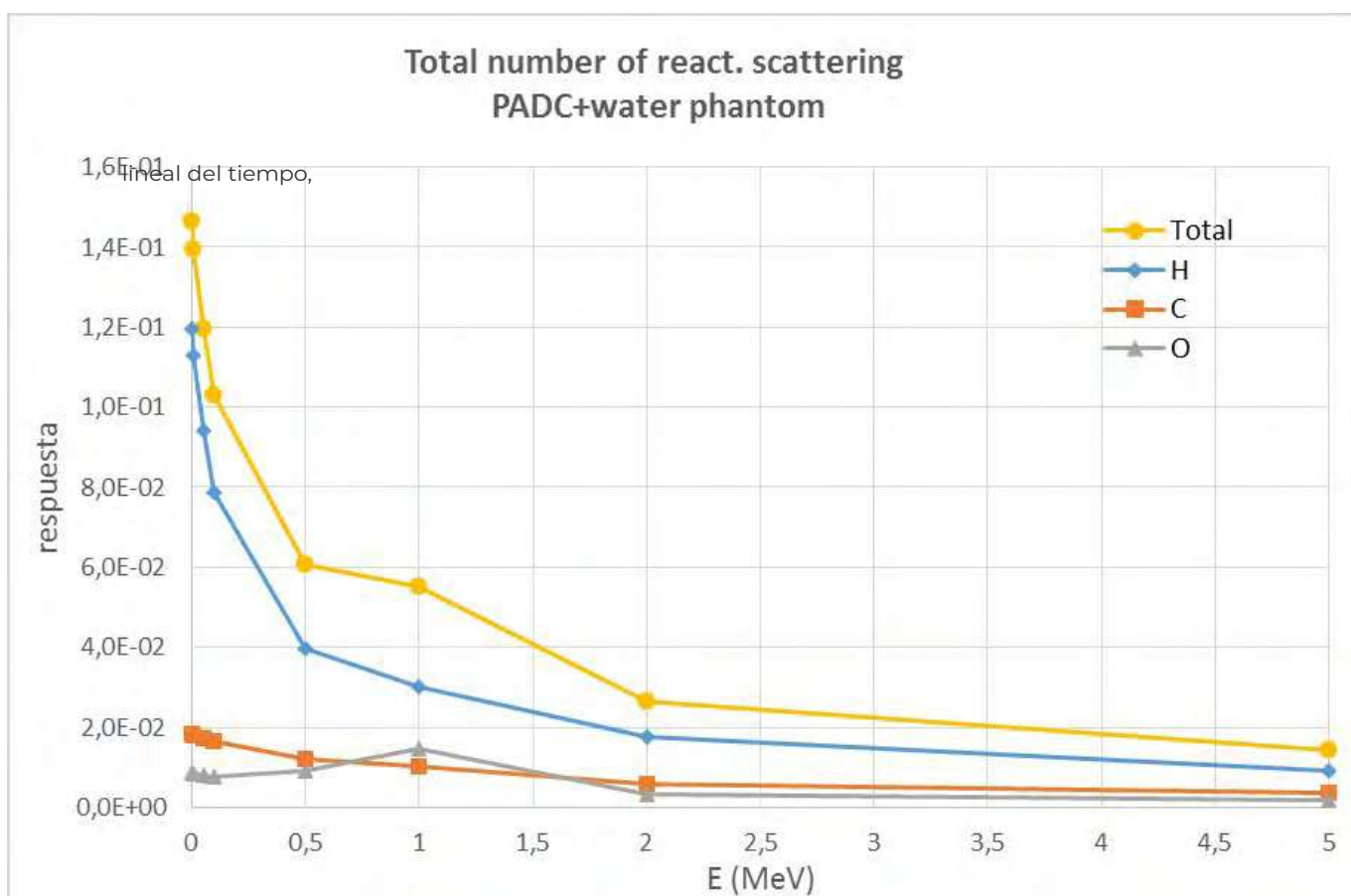


FIGURA 1. Respuesta del detector (número de reacciones de scattering) en función de la energía del haz de neutrones.

Para que se genere una traza visible es necesario que haya una pérdida energética suficiente y un mínimo ángulo de incidencia o se borrará durante el ataque químico de la superficie. Según [3] los criterios para que la traza sea visible serían:





- Angulo crítico con la normal a la superficie del detector menor de 70° (variable según la energía de la partícula)
- Energía del protón entre 10 keV y 5 MeV
- Energía de los iones de retroceso O y C mayor que 0,2 MeV
- Energía de las partículas alfa mayor que 0,1 MeV

Para neutrones con energías inferiores a 100 keV se puede obtener información de la reacción de captura neutrónica en el nylon  $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ . La respuesta se ha evaluado mediante el número de reacciones de este tipo que tienen lugar y se muestra en la FIGURA 2.

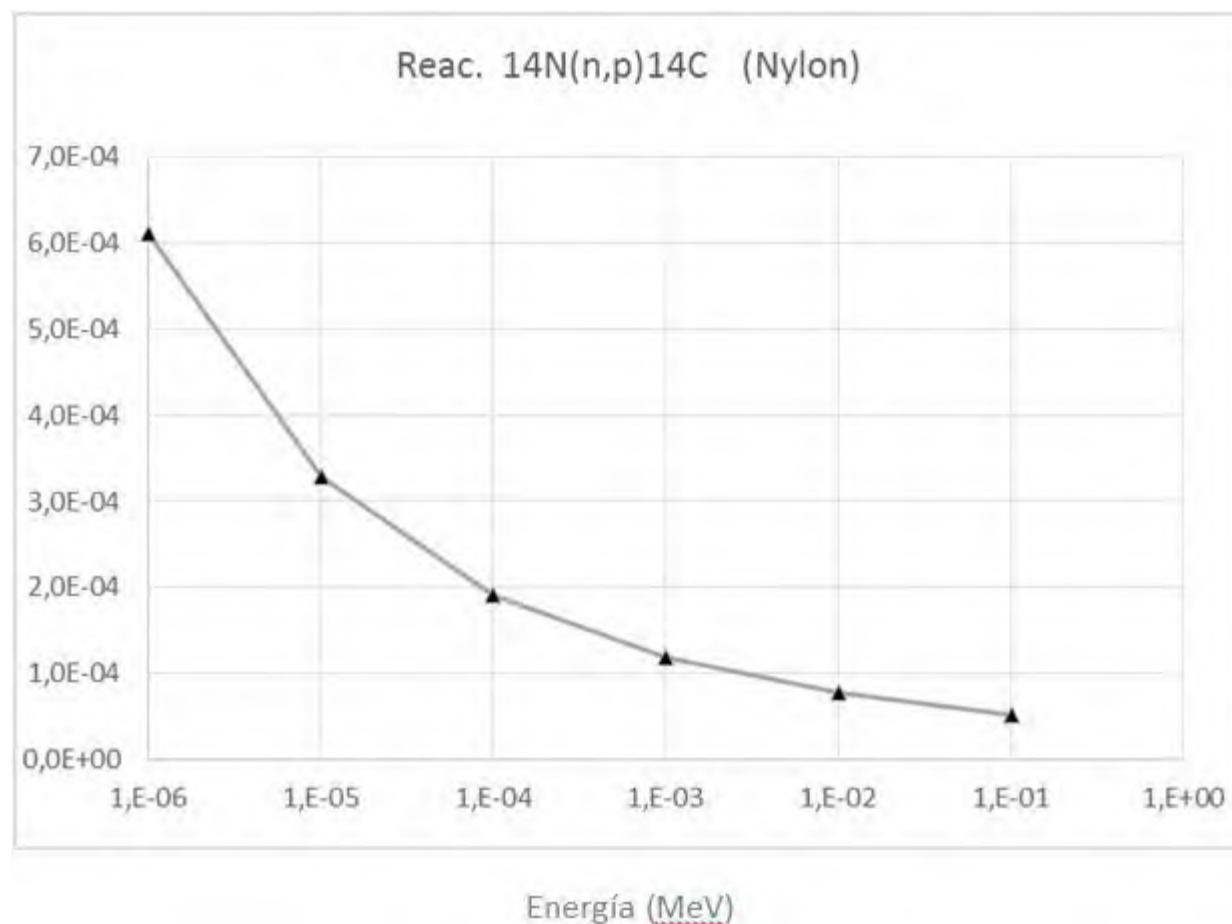


FIGURA 2. Respuesta (número de reacciones de captura neutrónica en  $^{14}\text{N}$ ) para neutrones con energías inferiores a 100keV.

La respuesta disminuye con la energía de los neutrones según la tendencia de la sección eficaz de captura neutrónica en el  $^{14}\text{N}$ .

En cuanto a la respuesta angular, se han hecho cálculos suponiendo ángulos del haz incidente de 15, 30 y 45°. La respuesta (en número de reacciones que ocurren en la lámina de PADC por unidad de fluencia) disminuye al aumentar el ángulo de incidencia.

## CONCLUSIONES

La respuesta angular se ha estimado comprendida entre 0,93 y 1,01 para neutrones monoenergéticos en el rango de energías de 0,1 MeV a 5 MeV y con ángulos de incidencia de 0° a 45°. Estos resultados, aunque preliminares, resultan bastante prometedores.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> [BARTLETT 1991] D.T. BARTLETT, P.J. GILVIN, T.V. BIRD, P.G. MCGRILLEN. CONSTRUCTIONAL SPECIFICATION OF THE NRPB PADC NEUTRON DOSEMETER. NATIONAL RADIOLOGICAL PROTECTION BOARD. DOSIMETRY AND INSTRUMENTATION DEPARTMENT. TECHNICAL MEMORANDUM 5 (91).
- <sup>2</sup> [WERNER 2017] WERNER, C.J. (Ed.), 2017. MCNP USERS' MANUAL-CODE VERSION 6.2. REPORT LA-UR-17-29981. LOS ALAMOS NATIONAL LABORATORY, USA.
- <sup>3</sup> [DEEVAND 2011] M.R. DEEVAND, P.ABDOLMALEKI, M.R.KARDAN, H.R.KHOSRAVI, M.TAHERI. AN INVESTIGATION ON THE RESPONSE OF PADC DETECTORS TO NEUTRONS. APPLIED RADIATION AND ISOTOPES 69, 340-345, 2011.



## DIGITALIZACIÓN DE LA CADENA DE MEDIDA EN EL LABORATORIO NACIONAL DE METROLOGÍA EN NIVELES DE TERAPIA

García Mulas, C. (1); Aviles Lucas, P. (1); Segovia Revilla, I. (2)

(1) CIEMAT, (2) ULMA Embedded Solutions, S. Koop.

PALABRAS CLAVE: DIGITALIZACIÓN, AUTOMATIZACIÓN, METROLOGÍA, INCERTIDUMBRE.

### INTRODUCCIÓN

El Laboratorio nacional de Metrología de Radiaciones Ionizantes (LMRI) en niveles de terapia del Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT) es el laboratorio nacional español que tiene reconocidas sus Capacidades de Medida y Calibración (CMC) a través de su participación en comparaciones internacionales clave científicas revisadas y aprobadas [1]. Como tal, el LMRI establece, mantiene y disemina las magnitudes fundamentales de kerma en aire y dosis absorbida en agua en radioterapia. Las medidas que este laboratorio realiza consisten fundamentalmente en la colección de carga en un volumen de aire (relativamente pequeño,  $0.1 \text{ cm}^3 - 0.5 \text{ cm}^3$ ) de cámaras de ionización irradiadas en un haz de Co-60. Este trabajo muestra el diseño de la arquitectura del código para la digitalización de la cadena de medida del laboratorio nacional en niveles de terapia, la comunicación con los diferentes instrumentos, el desarrollo de una interfaz de usuario y el procesamiento de resultados e incertidumbres. El objetivo final es digitalizar las medidas del laboratorio para proporcionar resultados más exactos y precisos garantizando la trazabilidad (a patrones nacionales de radioterapia) y la calidad de las medidas.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La medida de la ionización en un gas mediante una cámara de ionización es el procedimiento clave en metrología de radiaciones ionizantes para la determinación de las magnitudes fundamentales. El principio de medida se basa en el uso de un amplificador operacional conectado en un electrómetro mediante retroalimentación externa a través de un condensador de capacidad conocida. La tensión en la salida del amplificador medida con un voltímetro numérico,  $\Delta V$ , es función lineal del tiempo,  $\Delta t$ , por lo que podemos expresar la corriente de medida,  $I$ , a través de la relación fundamental,  $I = C(\Delta V / \Delta t)$ , donde  $C$  es la capacidad del condensador calibrado (incluyendo la capacidad parásita). Para el caso de radioterapia las cámaras de ionización usadas son de volumen pequeño por lo que se registran corrientes de ionización muy débiles, a veces del orden de  $10^{-14} \text{ A}$ .

El programa que se ha desarrollado con el software de adquisición de datos LabVIEW. Como instrumentación se ha usado un sistema GPS para la base de tiempos UTC, un generador de funciones programables de tiempo Stanford, un electrómetro y un voltímetro Keithley, condensadores, un barómetro y tres sondas de temperatura PT100 además de una sonda higrométrica.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 podemos ver uno de los paneles frontales piloto para la digitalización de la cadena de medida del laboratorio nacional. Las incertidumbres relativas ( $k=1$ ) globales alcanzadas son de 0.19% para el kerma en aire en el seno de aire y 0.24% para la dosis absorbida en agua.



FIGURA 1. Panel frontal piloto resultado de la digitalización de la cadena de medida del laboratorio nacional de metrología en niveles de terapia.

## CONCLUSIONES

La digitalización y automatización de la cadena de medida ha permitido la detección de intensidades de corrientes muy débiles con una incertidumbre sistemática global inferior a 0.3% con  $k=1$  para las magnitudes de kerma en aire en el seno de aire y dosis absorbida en agua.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> [1] KOTTLER C, STEURER A, DELAUNAY F, POOTER J, GARCÍA MULAS C AND MIHAILESCU LC COMPARISONS OF AIR KERMA AND ABSORBED DOSE TO WATER STANDARDS IN Co-60 RADIATION BEAMS FOR RADIOTHERAPY METROLOGIA 57(1A) 2020. DOI 202010.1088/0026-1394/57/1A/06013

# EVALUACIÓN DE LA DOSIMETRÍA DE ÁREA EN TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA FLUOROSCÓPICA EN EL INTERIOR DE LA SALA DE EXPLORACIÓN

Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); García Riñón, D. (1); Sánchez López, R. (1); Huertas Martínez, C. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Ferrer Gracia, C. (1); Sáez Beltrán, M. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Valdivia, J. L. (1); Sánchez Muñoz, F. J. (1)  
(1) Hospital Universitario La Paz

## INTRODUCCIÓN

La tomografía computerizada fluoroscópica (CTF) es una técnica diagnóstica que combina la capacidad de un CT de obtener información volumétrica del paciente y las ventajas de la fluoroscopia, que genera imágenes en tiempo real. Se trata de una opción especialmente indicada para realizar biopsias, ya que permite el posicionamiento de la aguja más preciso.

Sin embargo, esta técnica lleva asociada la exposición a la radiación producida por el CT del personal implicado. En este trabajo se ha realizado una dosimetría de área del CT en modo fluoroscopia, con objeto de evaluar dicha exposición e identificar las zonas con mayor y menor riesgo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para el estudio se utilizó el protocolo de fluoroscopia BIOPSIA ABDOMINAL FLUORO de un CT Canon Aquilion Prime SP, usando una técnica conservadora (120 kVp, 50 mA, FoV de 500 mm y grosor de corte de 18 mm) sobre un maniquí de cuerpo de PMMA



de 32 cm de diámetro. El interior de la sala del CT se discretizó en una serie de puntos, y en cada uno se tomaron tres medidas de tasa de equivalente de dosis ambiental con un detector RaySafe 452 de Fluke Biomedical.

Los puntos se distribuyeron de la siguiente forma: la altura de la sala se dividió en tres planos horizontales, a 80, 120 y 150 cm del suelo, considerando que corresponden a la altura de gónadas, tórax y cabeza de una persona. Y en cada plano se muestreó un array de puntos, separados 40 cm en dirección lateral y 30 en longitudinal. Por simetría solo se midió en una mitad de la sala, y no se tomaron medidas en la parte trasera del CT.

## RESULTADOS

Se representa la media de las medidas de tasa de dosis en fluoroscopia en cada punto en un heatmap para cada una de las tres alturas. La geometría de la distribución de dosis en cada plano es similar y acorde a lo esperado: la zona caliente se abre en ángulo desde la mesa hasta la diagonal de la sala, y la zona más fría queda al lado del gantry, que actúa como blindaje. Los máximos absolutos se localizan en el plano a 120 cm del suelo.

| Y (cm) | X (cm) |      |      |
|--------|--------|------|------|
|        | 70     | 110  | 150  |
| 0      |        | 0,08 | 0,10 |
| 30     |        | 0,09 | 0,12 |
| 60     |        | 0,44 | 0,25 |
| 90     | 13,30  | 2,54 | 0,35 |
| 120    | 8,83   | 5,35 | 1,14 |
| 150    | 5,35   | 4,19 | 2,07 |
| 180    | 4,01   | 3,34 | 2,39 |
| 210    | 2,82   | 2,28 | 2,06 |
| mSv/h  |        |      |      |

FIGURA 1. Distribución de dosis en el plano h = 120 cm

## DISCUSIÓN

Se observa que en la zona de más dosis un profesional sin protección sólo podría permanecer menos de 2 horas antes de alcanzar el límite de dosis permitido. En la zona de baja dosis, este tiempo aumentaría hasta las 250 h. Además, se ha obtenido una gama de valores intermedios de tasa dosis que se traduce en distintos tiempos de permanencia, lo que permitirá delimitar zonas de mayor o menor exposición dentro de la sala del CT.

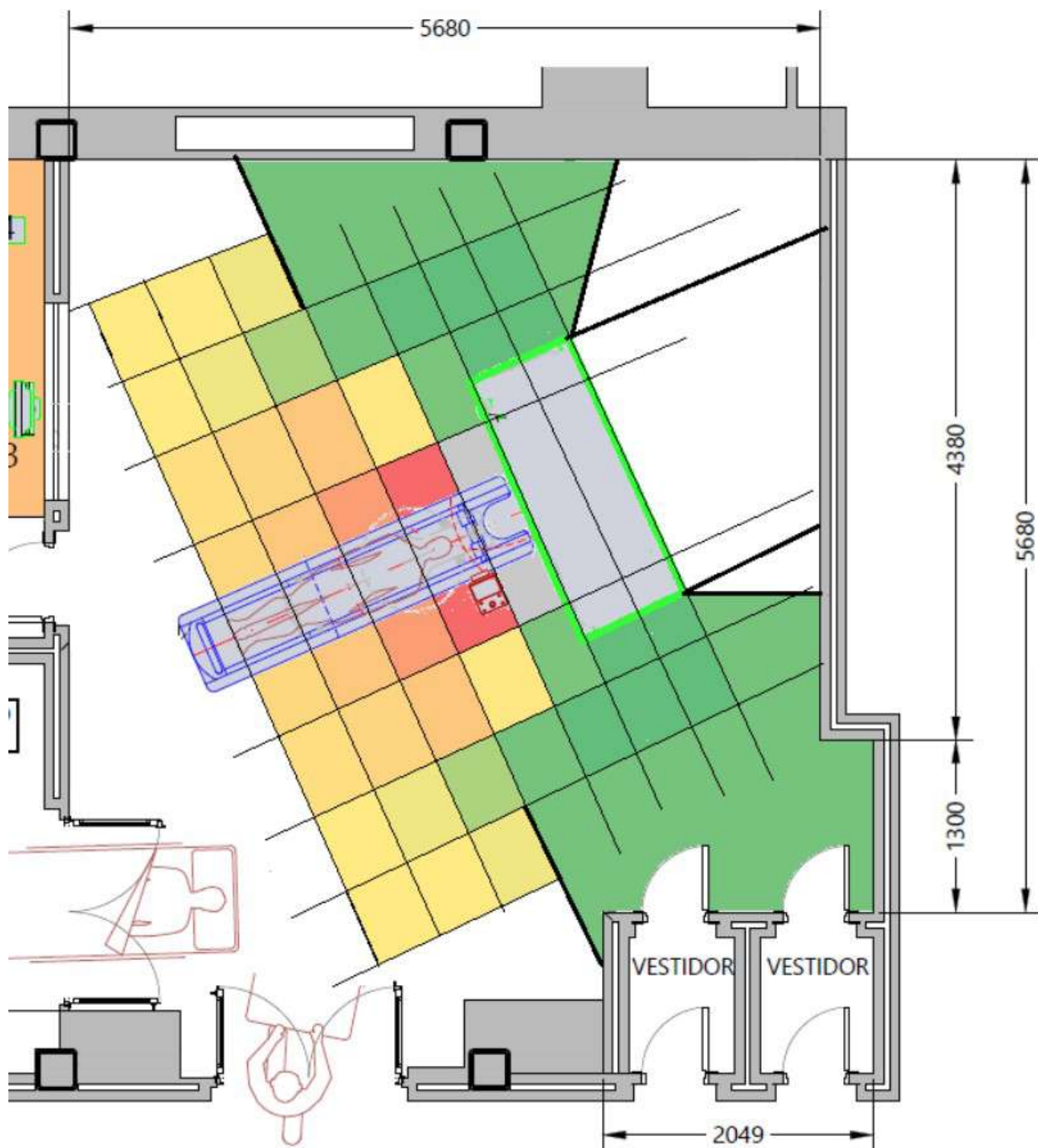


FIGURA 2. Puntos de medida para  $h = 120$  cm

#### CONCLUSIONES

Se ha comprobado experimentalmente que la dosis producida por el CT en modo fluoroscopia se ajusta a lo esperado y se ha evaluado cuantitativamente la distribución de dosis para optimizar protocolos de trabajo.



## DETECCIÓN DE LA RADIACIÓN NEUTRÓNICA GENERADA CON EL LÁSER VEGA EN EL CLPU

Cives Fernández, A. M. (1); Álvarez Pastor, J. M. (1)

(1) Centro de Láseres Pulsados

Durante el pasado mes de noviembre del 2022, en el Centro de Láseres Pulsados (CLPU) de Salamanca tuvieron lugar las pruebas para la puesta en marcha de una fuente de neutrones generada con el láser VEGA-3. Desde el punto de vista de la seguridad y protección radiológica en la instalación radiactiva del CLPU, el confinamiento de la fuente es la prueba de mayor relevancia.

El estudio de seguridad del bunker se realizó considerando una emisión isotrópica de neutrones con energía máxima de 20MeV, con origen en el punto focal del láser VEGA-3. Durante la realización de las pruebas, se dispusieron diferentes equipos y sistemas para medir y caracterizar la fuente de neutrones generada. En este estudio, se presenta únicamente la detección realizada con los equipos de PR de la instalación, un estudio más detallado sobre las características de la fuente generada, será presentado en otro estudio una vez realizados los análisis correspondientes.

Para la detección de la radiación neutrónica generada, el CLPU dispone de una red de vigilancia con ocho estaciones, seis emplazadas en el perímetro del bunker y dos en el interior del mismo.

Cada estación dispone de un detector Wendi-2 (Wide-Energy Neutron Detector del fabricante Thermo Scientific). Como es bien conocido en la instalación, cuando se opera, los equipos Wendi-2 son sensibles a los pulsos electromagnéticos generados por el láser VEGA. Por ello, para confirmar la detección del campo neutrónico durante las pruebas, se emplazaron también dosímetros pasivos en las estaciones: detectores de termoluminiscencia (TLDs) y Bubbles detectors.

Los detectores situados junto a la fuente generadora de neutrones detectaron valores superiores al fondo neutrónico habitual en la instalación durante la realización de los ensayos. Al mismo tiempo, los detectores emplazados en las áreas anexas a la sala de experimentación registraron un valor de dosis acorde a la clasificación radiológica de las diferentes zonas de la instalación.

La detección realizada durante las pruebas en el CLPU confirma la generación de neutrones a partir del láser VEGA-3. Estas medidas forman parte de la evaluación de las condiciones de funcionamiento y diseño de la instalación para obtener la autorización de puesta en marcha de una fuente de neutrones en la instalación.

## COMPARATIVA EN LA DETERMINACIÓN DE PLUTONIO 239 Y 242 MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE MASAS DE ALTA RESOLUCIÓN EMPLEANDO DIFERENTES SISTEMAS DE NEBULIZACIÓN

Barrado Olmedo, A. I. (1); Conde Vilda, E. (1); Fernández Díaz, M. (1); Jimenez Barredo, F. (2); Hasózbek, A. (2); Sierra Bercedo, I. (1)

(1) CIEMAT, (2) Centro Nacional de Investigación sobre la Evolución Humana

PALABRAS CLAVE: PLUTONIO, ESPECTROMETRÍA DE MASAS ALTA RESOLUCIÓN, JET INTERFACE, APEX, SENSIBILIDAD

### INTRODUCCIÓN

Tras el incidente ocurrido en Palomares en 1966, se hizo necesario un programa de seguimiento dosimétrico de la población, y un programa de vigilancia radiológica ambiental.

Una de las particularidades del Plutonio es su elevada radiotoxicidad y larga vida, y en consecuencia es de los que más contribuyen al riesgo radiológico a largo plazo. Por esta razón, es necesario realizar controles exhaustivos tanto en trabajadores expuestos como en la población afectada por accidentes radiológicos en el que se vean involucrados este radionucleido, para garantizar que se cumplen los estándares de seguridad radiológica legalmente establecidos, circunstancia que exige el desarrollo de métodos precisos, exactos y sensibles para su cuantificación.

Para poder alcanzar la sensibilidad en la medida que requieren los estándares de seguridad radiológica, es necesario disponer de un equipamiento específico. En este trabajo se ha evaluado la sensibilidad para la determinación de  $^{239}\text{Pu}$  y  $^{242}\text{Pu}$  en muestras biológicas, diseñando diversas combinaciones de sistemas de introducción de muestra utilizadas en un espectrómetro de masas de doble enfoque con fuente de plasma de acoplamiento inductivo con analizador de sector magnético (ICP-SFMS) Thermo Element XR.





## MATERIALES Y REACTIVOS

En el presente trabajo se ha evaluado la sensibilidad para la determinación de  $^{239}\text{Pu}$  y  $^{242}\text{Pu}$  en muestras biológicas, diseñando diversas combinaciones de sistemas de introducción de muestra utilizadas en un espectrómetro de masas de alta resolución con fuente de plasma acoplado inductivamente, con sector magnético y doble enfoque (ICP-SFMS) Thermo Element XR. Estas combinaciones se basaron en dos sistemas de nebulización y en dos configuraciones de la interfase del ICP-MS. Como sistemas de nebulización se utilizaron el sistema de desolvatación Apex HF (Elemental Scientific ESI), y el nebulizador Micromist (200  $\mu\text{L}/\text{min}$ ). Respecto a las configuraciones de interfase analizadas, se empleó por un lado el sistema Jet Interface, que consiste en una bomba de alto rendimiento junto con un set de conos especialmente diseñados (X-Skimmer y Jet-Sampler), y por otro lado el sistema de interfase estándar (conos de níquel sampler y skimmer).

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se han probado diferentes configuraciones de entrada de muestra para conseguir aumentar la sensibilidad en la determinación de  $^{239}/^{242}\text{Pu}$ . Si la determinación de Pu se lleva a cabo con una configuración normal del equipo, es decir sin acoplar ningún sistema termostatado de nebulización, no se consigue llegar a los AMD alcanzados por la espectrometría alfa. Sin embargo cuando empleamos cámaras de nebulización termostatadas, tales como, ARIDUS II o APEX se consigue aumentar la sensibilidad de este radionucleido en torno a 6-8 veces, lo que supone conseguir unos AMD más bajos que en espectrometría alfa, lo que posibilita la determinación de este radionucleido más rápidamente.

## CONCLUSIONES

Desde el punto de vista de la sensibilidad, los mejores resultados se obtuvieron con la combinación de APEX+JetInterface, aunque el marcado aumento de los óxidos presentes en el plasma, hacen que la señal tenga mayor inestabilidad.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> DETERMINATION OF ULTRA-LOW LEVEL PLUTONIUM ISOTOPES ( $^{239}\text{Pu}$ ,  $^{240}\text{Pu}$ ) IN ENVIRONMENTAL SAMPLES WITH HIGH URANIUM. TALANTA 2018
- <sup>2</sup> ULTRA-TRACE PLUTONIUM DETERMINATION IN SMALL VOLUME SEAWATER BY SECTOR FIELD INDUCTIVELY COUPLED PLASMA MASS SPECTROMETRY WITH APPLICATION TO FUKUSHIMA SEAWATER SAMPLES. JOURNAL OF CHROMATOGRAPHY A 2014
- <sup>3</sup> DETERMINATION OF PLUTONIUM AND OTHER TRANSURANIC ELEMENTS BY INDUCTIVELY COUPLED PLASMA MASS SPECTROMETRY: A HISTORICAL PERSPECTIVE AND NEW FRONTIERS IN THE ENVIRONMENTAL SCIENCES. SPECTROCHIMICA ACTA PART B 2008

# USO DE TLDS 600/TLD700 Y GR206/GR207 PARA DOSIMETRÍA NEUTRÓNICA A MUY BAJAS DOSIS

Sarasola Martin, I. (1); Lagares, J. I. (1); Méndez, R. (1); Bedogni, R. (2); Medina, L. (3); Gómez-Ros, J. M. (1); Castro Campoy, A. I. (2); Sánchez-Doblado, F. (4)

(1) CIEMAT, (2) INFN, (3) Universidad Complutense de Madrid, (4) Universidad de Sevilla

PALABRAS CLAVE: TLD600/TLD700, GR206/GR207, DOSIMETRÍA NEUTRÓNICA, BAJA DOSIS

## INTRODUCCIÓN

Los pares de dosímetros basados en  $6\text{LiF}/7\text{LiF}$  pueden ser utilizados como detectores pasivos para determinar la fluencia neutrónica. Está documentado el uso de estos dosímetros para dosis típicamente por encima de los 100  $\mu\text{Sv}$ . En este trabajo se estudia la sensibilidad y su posible uso para medidas de fluencia térmica y dosis neutrónica para el espectro de  $^{252}\text{Cf}$  entre los 2  $\mu\text{Sv}$  y los 200  $\mu\text{Sv}$ .

## MATERIAL Y MÉTODOS

Las irradiaciones se realizaron en el laboratorio de patrones neutrónicos (LPN) del CIEMAT con una fuente de calibración de  $^{252}\text{Cf}$  a una distancia de 1.5 metros del maniquí ICRU, utilizado para la determinación de  $\text{Hp}(10)$ . Para cada irradiación se seleccionaron 4 parejas de dosímetros TLD600/TLD700, siendo irradiados para dosis de 2, 10, 25, 50 y 100  $\mu\text{Sv}$ , según la norma ISO 8529-3. A su vez, 2 parejas de dosímetros GR206/GR207 fueron irradiados para dosis de 5, 10, 15, 25, 50, 100 y 200  $\mu\text{Sv}$ . La adquisición de las curvas de TL se realizó en atmósfera de nitrógeno utilizando el equipo Risø TL-DA-12 del CIEMAT con tasa de  $3^\circ\text{C}/\text{s}$  y lectura hasta  $400^\circ\text{C}$  para las parejas TLD600/TLD700 y hasta  $240^\circ\text{C}$  para las parejas GR206/GR207. Los dosímetros fueron sometidos a un annealing previo, durante 1h a  $400^\circ\text{C}$  y  $240^\circ\text{C}$  respectivamente. La sensibilidad de los dosímetros se corrigió mediante la fuente de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ .

(0,001 Gy/s) del lector. Los dosímetros GR206/GR207 se leyeron en dos tandas, a los 2 días y a los 6 días de la irradiación para observar su comportamiento con respecto a la radiación de fondo.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los dosímetros TLD600/TLD700 permitieron obtener los resultados mostrados en la FIG. 2a ( $R^2 > 0,986$ ). Los dosímetros GR206/GR207 presentan un comportamiento lineal ( $R^2 > 0,9994$ ) mostrando su capacidad para detectar dosis tan bajas como 5  $\mu\text{Sv}$  (FIG. 2b). Debido a la alta sensibilidad de los dosímetros GR206/GR207 al fondo natural (FIG. 1), sería necesario estudiar su comportamiento durante periodos de acumulación superiores a solo 6 días.

## CONCLUSIONES

Los dosímetros TLD600/TLD700 permiten distinguir fluencia neutrónica por encima de los 10  $\mu\text{Sv}$  siendo apropiados para medidas de fondo térmico con aplicaciones a la dosimetría personal, para rango de dosis neutrónica entre los 10 y los 100  $\mu\text{Sv}$ . Los dosímetros GR206/GR207 permiten la detección de fluencia térmica para dosis neutrónicas superiores a 5  $\mu\text{Sv}$ . Estos dosímetros son especialmente apropiados para realizar una exposición y lectura rápida posterior. Estos resultados son susceptibles de mejora mediante la calibración exhaustiva de dichos TLDs con una fuente de calibración de neutrones térmicos.

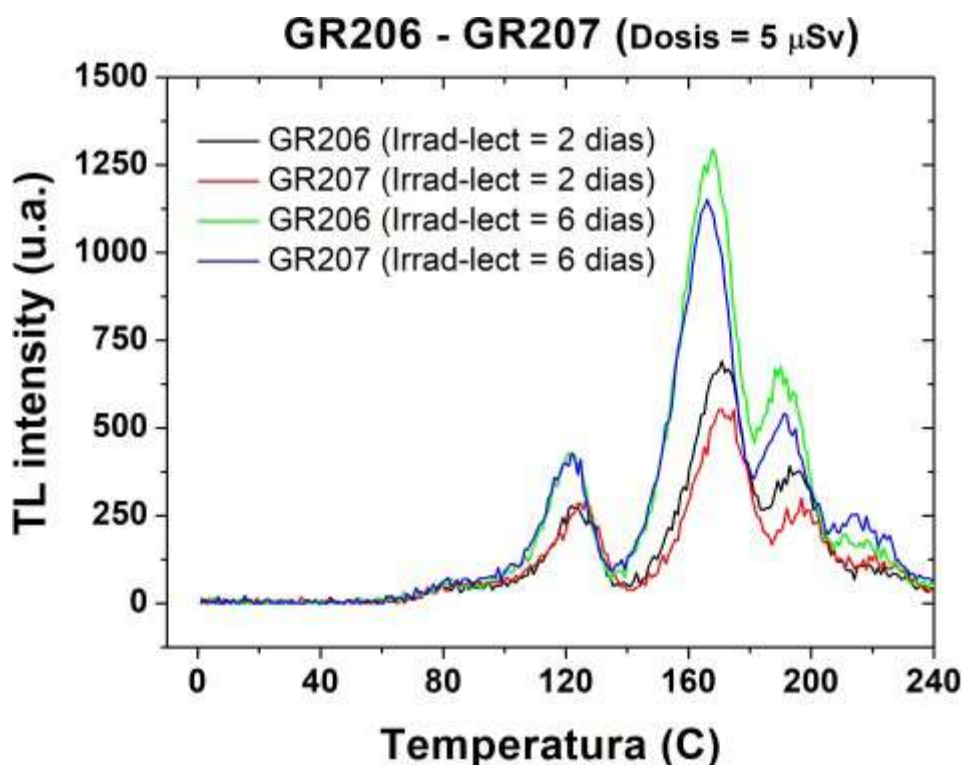


Fig 1. Glow curves de los dosímetros GR206/GR207 para 5  $\mu\text{Sv}$

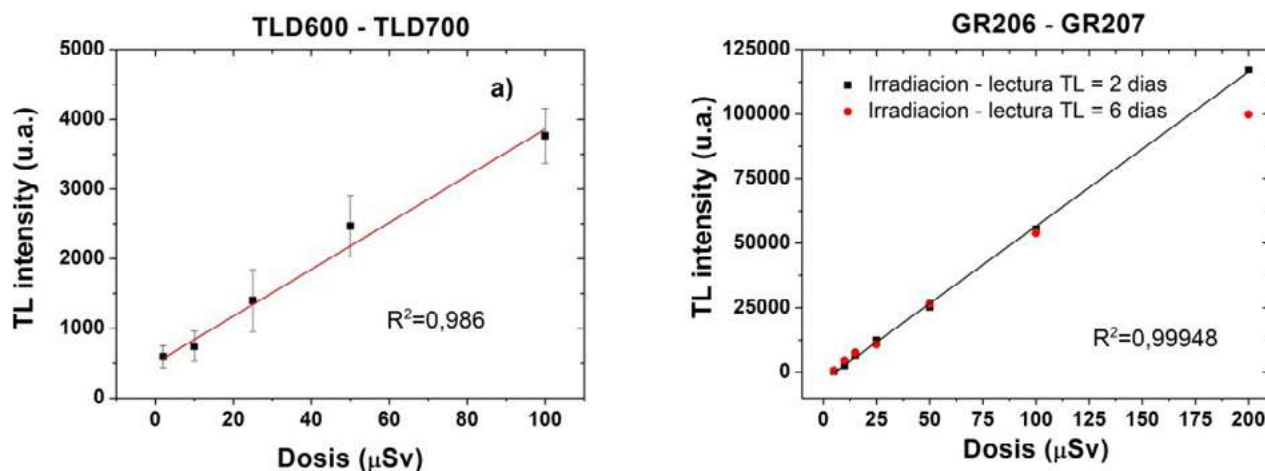


FIG. 2. a) Respuesta de los TLD600 – TLD700 entre 2-100  $\mu\text{Sv}$  (izda). b) Respuesta de los GR206 / GR207 entre 5 – 200  $\mu\text{Sv}$  (dcha).



## CAPACIDADES DOSIMÉTRICAS EN LATINOAMÉRICA Y EL CARIBE

Mora Cañadas, J. C. (1); Khoury, H. (2); Correcher, V. (1); Souza-Santos, D. (3); Gouso, S. (4); di Giorgio, M. (4); García, O. (5); Molina, D. (5); Mora, P. (6); Vironneau, L. (7); Puerta, N. (8); Terán, M. (9); Cruz, R. (10)

(1) CIEMAT, (2) Universidad Pernambuco, (3) IRD, (4) ARN, (5) CPHR, (6) Jubilada, (7) CCHEN, (8) Independiente, (9) Universidad de la República, (10) OIEA

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, LATINOAMERICA

### INTRODUCCIÓN

Como parte de las actividades de la Red de Optimización de Protección Radiológica Ocupacional en Latinoamérica y Caribe (Reprolam) y del Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA), se han llevado a cabo varias actividades para conocer el estado de la dosimetría en la región. En concreto se realizaron encuestas para recopilar información acerca de las siguientes cuestiones: Dosimetría externa, Dosimetría interna, Dosimetría computacional y Dosimetría retrospectiva física y biológica (biodosimetría).

### MÉTODOS Y MATERIALES

Las encuestas se realizaron mediante distintas herramientas online (como google forms, survey monkey, etc.), junto con las instrucciones para su completado, que tienen la ventaja de poderse distribuir de forma rápida, tanto para su elaboración y discusión como entre todos los potenciales participantes. Su elaboración además se hizo mientras aún existían limitaciones por la pandemia Covid, lo cual además ha mejorado las habilidades en el mundo para llevar a cabo este tipo de actividades utilizando herramientas online.

Para lograr la máxima difusión posible, las encuestas se enviaron a todos los participantes de Reprolam (232 al escribir este resumen), distribuidos en todos los países de la región, además de a todos los oficiales de enlace del proyecto regional de cooperación técnica del OIEA RLA9088. Además se organizaron webinarios a través de Reprolam para indicar el modo de participar en las encuestas.

Finalmente se recopilaron los datos y se analizaron para llegar a conclusiones sobre futuras colaboraciones y posibles apoyos para el desarrollo y el cumplimiento de los requisitos de seguridad del OIEA en todos los países de la región.

### RESULTADOS

En esta presentación se mostrarán los resultados obtenidos para cada área de dosimetría, de los cuales los más relevantes son:

Se recopilaron resultados de 31 laboratorios de dosimetría externa, 24 de dosimetría interna (principalmente medida in vivo de yodo en tiroides), 38 de dosimetría computacional y 16 de dosimetría retrospectiva física. Cabe mencionar que la red Latinoamericana de Dosimetría Biológica (LDBNet), la cual aglutina a 12 laboratorios que realizan biodosimetría en la región ha iniciado en 2022, en colaboración con Reprolam, una encuesta para conocer el grado de avance en esta área.

### CONCLUSIONES

Puede concluirse que, la participación fue buena, aunque probablemente no haya sido totalmente completa en algunas áreas en las que los laboratorios no se identificaron con dosimetría, a pesar de usar las mismas técnicas y poseer las mismas capacidades.

Sin embargo esta es la mejor aproximación que poseemos acerca del estado de la región en cuanto a capacidades dosimétricas, con el fin de dar el mejor apoyo a la región.

## CARACTERIZACIÓN DE LA FOTORRESISTENCIA COMERCIAL NSL-19M51 PARA SU USO COMO DETECTOR EN RADIOTERAPIA

Román Raya, J. (1); Ruiz García, I. (2); Carvajal Rodríguez, M. Á. (2); Guirado Llorente, D. (3)

(1) Hospital Universitario Virgen de las Nieves, (2) Universidad de Granada, (3) Hospital Universitario Clínico San Cecilio

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, DOSIMETRÍA, FOTORRESISTENCIA

### INTRODUCCIÓN

Las fotorresistencias (LDR) son dispositivos electrónicos comúnmente utilizados como sensores de luz visible, debido a su bajo coste y alta sensibilidad. Previamente hemos estudiado diferentes modelos comerciales para su uso como detectores en radioterapia, entre los que se ha seleccionado el que mejores características presenta: NSL-19M51 (Luna Optoelectronics, EE.UU.). En este trabajo

se aborda la caracterización de la dependencia de este dispositivo con la tasa de dosis absorbida y con el ángulo de incidencia, un paso necesario antes de ensayar su uso clínico.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha caracterizado el modelo de fotorresistencia NSL-19M51 mediante un haz de fotones de 6 MV producido por un acelerador lineal de electrones Infinity (Elekta, Suecia). Para minimizar el efecto de la luz ambiental, los dispositivos se recubrieron con esmalte negro. Las fotorresistencias se conectaron mediante un cable TNC a un electrómetro PC Electrometer (Sun Nuclear, EE.UU.). Para estudiar la dependencia con la tasa de dosis absorbida, los dispositivos se introdujeron entre láminas de agua sólida (RW3) y para la dependencia angular en el maniquí StereoPHAN (Sun Nuclear, EE.UU.), que posee simetría cilíndrica. En este caso, para sustraer la dependencia propia del acelerador, así como la posible heterogeneidad del maniquí, se empleó una cámara Semiflex 3D (PTW, Alemania) en el interior del mismo.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las fotorresistencias se polarizaron a un voltaje de 150 V. Para el estudio de la dependencia con la tasa de dosis absorbida, se ajustó la expresión (1) a los datos experimentales (FIGURA 1):

$$Y = aX^b, (1)$$

donde  $Y$  es la corriente,  $X$  la tasa de dosis absorbida y  $a$  y  $b$  parámetros de ajuste.

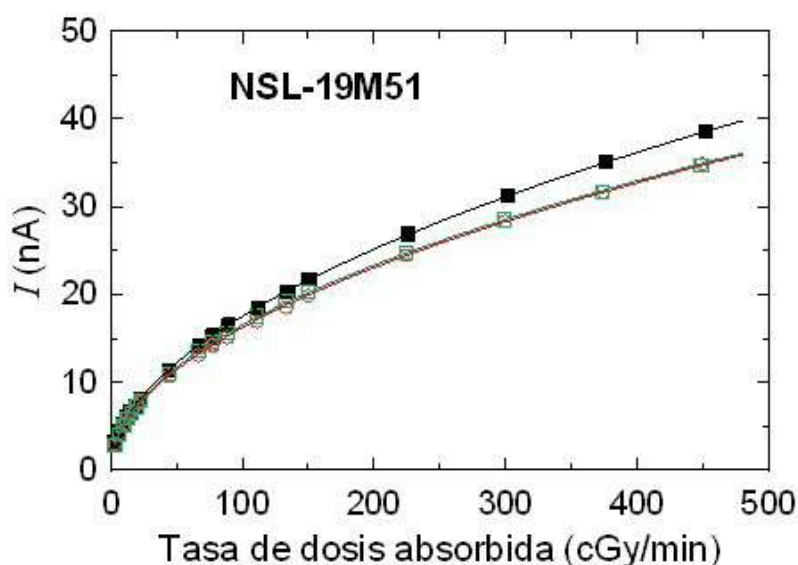


Figura 1. Representación de la corriente de los tres dispositivos frente a la tasa de dosis absorbida. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura  $k=1$  y son más pequeñas que los símbolos empleados para representar los datos experimentales.

Como se puede apreciar, estos dispositivos presentan una alta dependencia de la corriente con la tasa, más acusada a tasas bajas. En el caso de la dependencia angular, se varió el ángulo de incidencia en el plano axial cada  $\pi/6$  radianes y se irradió cada dispositivo con tres disparos de 2 Gy cada uno. En este caso, se realizó un ajuste del tipo

$$\left[ \frac{M}{Q} \cdot \frac{M_0}{Q_0} \right] = a + b/\cos(\theta + \delta) + c[\cos(\theta + \delta)]^2, (2)$$

donde  $M$  y  $Q$  son las medidas con la LDR y la cámara de ionización, respectivamente;  $M_0/\text{equiv}M(\theta = 0)$  y  $Q_0/\text{equiv}Q(\theta = 0)$  son las medidas con la LDR y la cámara de referencia para ángulos de incidencia de 0 radianes,  $\theta$  es el ángulo de incidencia y  $a, b, c$  y  $\delta$  son parámetros de ajuste.

Tras ajustar los parámetros de la función (2) y determinar el desplazamiento  $\delta$  se procedió al centrado de los datos para representarlos gráficamente (FIGURA 2).

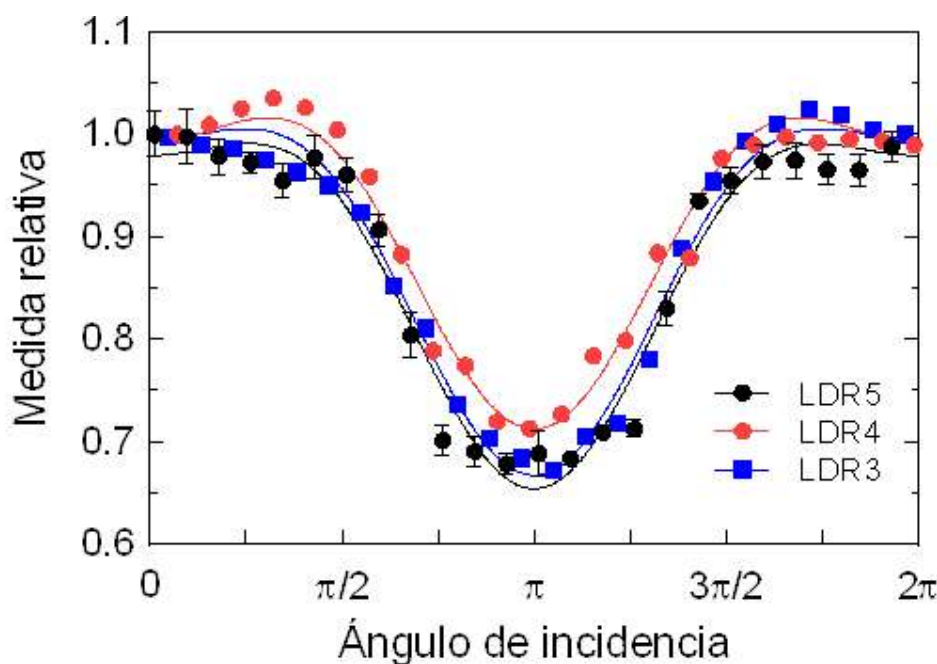


Figura 2. Representación de la medida relativa de los tres dispositivos frente al ángulo de incidencia. Solo se han representado las incertidumbres para el dispositivo LDR 5 por claridad. Se ha utilizado un factor de cobertura  $k=1$  y son las mayores de los tres dispositivos estudiados.

Para estudiar la dependencia angular en el plano sagital, ha surgido el problema de que la cantidad de cable irradiado varía con el ángulo, por lo que el efecto tallo ha impedido realizar el estudio. Actualmente estamos trabajando para solventar dicho problema.

#### CONCLUSIONES

La alta sensibilidad y el bajo coste de las fotorresistencias las convierten en candidatas para ser empleadas como detectores de radiación ionizante. Ha podido realizarse una caracterización adecuada de estos dispositivos que incluye la dependencia con la tasa de dosis absorbida y con el ángulo de incidencia, caracterización que debe ser completada en algunos aspectos como paso previo a las pruebas para su uso clínico.

## NUEVA METODOLOGÍA PARA CALIBRAR EN EFICIENCIA DETECTORES COAXIALES DE GE Y MEDIDA DE CONCENTRACIONES DE RADIONUCLEIDOS EN FILTROS ATMOSFÉRICOS

Barba Lobo, A. (1); Llanes Gamonoso, J. (1); Castaño Casco, E. (1); Gutiérrez Álvarez, I. (1); Gutiérrez De San Miguel Herrera, E. (1); Bolívar Raya, J. P. (1)

(1) Centro de Investigación en Recursos Naturales, Salud y Medio Ambiente, Universidad de Huelva

PALABRAS CLAVE: ESPECTROMETRÍA GAMMA; DETECTORES GE; CALIBRACIÓN EFICIENCIA; MATERIA PARTICULADA; AEROSOLAS ATMOSFÉRICOS; FILTROS ATMOSFÉRICOS

El estudio de contaminantes presentes en aerosoles atmosféricos como elementos traza y radionucleidos es fundamental para evaluar la calidad del aire. Para analizar la materia particulada (MP) presente en los aerosoles atmosféricos, se suelen emplear filtros atmosféricos de diferentes dimensiones y geometrías, donde MP se usa ampliamente en ciencias atmosféricas. Sin embargo, la medida de la masa de MP ( $m$ ) requiere un control constante de las condiciones del laboratorio debido a su capacidad para absorber humedad. La medida de radionucleidos ofrece múltiples aplicaciones como el control radiológico ambiental o la estimación de tiempos de residencia de aerosoles. Conociendo las actividades de los radionucleidos y  $m$ , pueden calcularse las concentraciones de actividad de los radionucleidos por unidad de masa, lo cual permite obtener información útil como el origen de una fuente de contaminación. Por ello, este estudio tiene como objetivo desarrollar una metodología nueva y general para





calibrar en eficiencia detectores coaxiales de Ge para determinar adecuadamente los radionucleidos presentes en la MP mediante espectrometría gamma para varios tipos de filtros. Además, también se desarrolló una metodología novedosa, sencilla y precisa para determinar las correcciones de la masa del filtro debidas a los cambios de humedad.

Se seleccionaron materiales de referencia certificados (MRCs) granulares que contenían solo radionucleidos naturales (series del  $^{238}\text{U}$  y  $^{232}\text{Th}$ , y  $^{40}\text{K}$ ), pudiéndose reproducir la misma geometría de deposición de MP y asegurar la homogeneidad de los MRC añadidos. Éstas son las principales ventajas con respecto a los métodos típicos que utilizan MRC líquidos [1-3]. Además, los filtros de mayor tamaño se cortaron en varias piezas superponiéndolas, consiguiendo la misma geometría que la MP depositada en el filtro. Por otro lado, el control y las correcciones de la masa del filtro son posibles utilizando un "filtro control", que siempre está adaptado a las condiciones ambientales del laboratorio, siendo necesario que los filtros problema y control tengan la misma composición química y dimensiones.

Se obtuvieron las eficiencias experimentales de fotopico (*FEPE*) para cada energía de interés ( $E_\gamma$ ), encontrando una función general de *FEPE* dependiente de  $E_\gamma$  para cada tipo de filtro. Esta metodología se validó para radionucleidos naturales y artificiales (de 46 keV a 1332 keV) mediante diferentes tipos de filtros empleados en ejercicios de intercomparación. Respecto al método del filtro de control, se comprobó que la masa de cualquier filtro problema y la del filtro control se comportan de manera muy similar. Además, se realizó una comparación entre la metodología del filtro control y la propuesta por la Agencia de Protección Ambiental [4] para la determinación de  $m$  variando la humedad relativa, obteniendo resultados similares o incluso mejores utilizando el filtro control.

El método seguido para calibrar en eficiencia permite fácilmente homogeneizar los MRCs y reproducir la distribución de MP en la superficie del filtro para una amplia variedad de tipos de filtros. Asimismo, se demostró la consistencia, sencillez y validez del método del filtro control para el cálculo de  $m$ , haciendo innecesario el empleo de sistemas de medida y control de la humedad en el laboratorio.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> IDOETA, R., HERRANZ, M., ALEGRÍA, N., LEGARDA, F., 2021. POSSIBILITIES OF THE USE OF CEBR3 SCINTILLATION DETECTORS FOR THE MEASUREMENT OF THE CONTENT OF RADIONUCLIDES IN SAMPLES FOR ENVIRONMENTAL MONITORING. APPL. RADIAT. ISOT. 176, 109881. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.APRADISO.2021.109881](https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2021.109881).
- <sup>2</sup> LÓPEZ-LÓPEZ, Ó.E., DOMÍNGUEZ-GARCÍA, R., CABRAL-LARES, R.M., CANCHE-TELLO, J., MONTERO-CABRERA, M.E., 2020. EFFICIENCY OF A HPGe EXTENDED RANGE DETECTOR FOR DETERMINATION OF  $^{7}\text{Be}$  CONCENTRATION IN AIR FILTERS. J. PHYS.: CONF. SER. 1610, 012007. [HTTPS://IOPSCIENCE.IOP.ORG/ARTICLE/10.1088/1742-6596/1610/1/012007](https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/1610/1/012007).
- <sup>3</sup> TOURANG, M., HADADI, A., ATHARI, M., SARDARI, D., 2021. A PROPOSAL TO DESIGN A NEW HIGH VOLUME STANDARD AIR FILTER FOR EFFICIENCY CALIBRATION OF HPGe DETECTOR. J. RADIOANAL. NUCL. CHEM. 327, 345-352. [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/S10967-020-07499-6](https://doi.org/10.1007/s10967-020-07499-6).
- <sup>4</sup> EPA, 1999-B. COMPENDIUM OF METHODS FOR THE DETERMINATION OF INORGANIC COMPOUNDS IN AMBIENT AIR. COMPENDIUM METHOD IO-3.1: SELECTION, PREPARATION AND EXTRACTION OF FILTER MATERIAL. [HTTPS://WWW.EPA.GOV/SITES/DEFAULT/FILES/2015-07/DOCUMENTS/EPA-IO-3.1.PDF](https://www.epa.gov/sites/default/files/2015-07/documents/epa-io-3.1.pdf).

## ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NATURALES Y REMEDIACIÓN DE ÁREAS CONTAMINADAS

### ESTUDIO DE LA CONCENTRACIÓN DE GAS RADÓN EN LUGARES DE TRABAJO DEL CABILDO INSULAR DE TENERIFE

López Pérez, M. (1); Salazar Carballo, P. Á. (1); Duarte Rodríguez, X. (1); Rodríguez Marrero, J. L. (1); Catalán Acosta, A. (2); Ribes Febles, J. (3); López Carballo, S. (3)

(1) Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental. Universidad de La Laguna, (2) Hospital Universitario de Canarias, (3) Servicio Técnico de Prevención de Riesgos Laborales. Cabildo de Tenerife.

PALABRAS CLAVE: RADÓN, LUGARES DE TRABAJO, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

#### INTRODUCCIÓN

En los últimos años se ha generado un enorme interés a nivel social y científico sobre las concentraciones de gas radón tanto en viviendas, edificios públicos como en lugares de trabajo. Para dar cumplimiento al Real Decreto 1029/2022 se ha realizado





un estudio sobre la concentración de  $^{222}\text{Rn}$  en instalaciones del Cabildo de Tenerife, priorizando aquellas localizadas en municipios declarados como zonas de actuación prioritaria a nivel municipal, por el CSN [1,2].

## MATERIAL Y MÉTODO

Se instalaron un total de 35 detectores pasivos CR-39, que estuvieron un tiempo de exposición de 3 meses. Los detectores se colocaron en platas bajas y sótanos, alejados de corrientes de aire y de fuentes de calor, a una altura entre 50 y 180 cm sobre el nivel del suelo y a una distancia de más de 30 cm de paredes o puertas. Transcurrido ese tiempo de exposición, los detectores fueron recogidos y medidos en un Laboratorio acreditado bajo la norma ISO 17025.

## RESULTADOS

En la tabla 1 se proporcionan los indicadores estadísticos de los datos de concentración de actividad de radón obtenidos en este estudio.

TABLA 1. Indicadores estadísticos de la distribución de concentraciones de radón obtenidos.

| Estadístico           | $^{222}\text{Rn}$ (Bq/m <sup>3</sup> ) |
|-----------------------|----------------------------------------|
| Número de datos       | 35                                     |
| Media                 | 147                                    |
| Desviación estándar   | 94                                     |
| Media geométrica      | 122                                    |
| Desviación geométrica | 2                                      |
| Mínimo                | 49                                     |
| Máximo                | 427                                    |
| Q1                    | 71                                     |
| Q3                    | 200                                    |
| Asimetría             | 1,1                                    |
| Curtosis              | 0,9                                    |

## DISCUSIÓN

Un estudio más pormenorizado, como es el análisis de la distribución de los valores obtenidos (FIGURA 1), muestra que los datos presentan una distribución log-normal, característica de muchas variables geoquímicas, presentando una clara asimetría con cola hacia la derecha, donde existe mayor frecuencia de valores pequeños. A partir del estudio de la curva acumulada se puede concluir que 16 medidas (el 45,7% de los datos) se encontraron por debajo de 100 Bq/m<sup>3</sup>, 10 medidas (el 28,6%) en el rango de 100-200 Bq/m<sup>3</sup>, 6 medidas (el 17,1%) en el rango de 200-300 Bq/m<sup>3</sup> y 3 medidas (el 8,6%) presentaron valores superiores a 300 Bq/m<sup>3</sup> (límite legal).

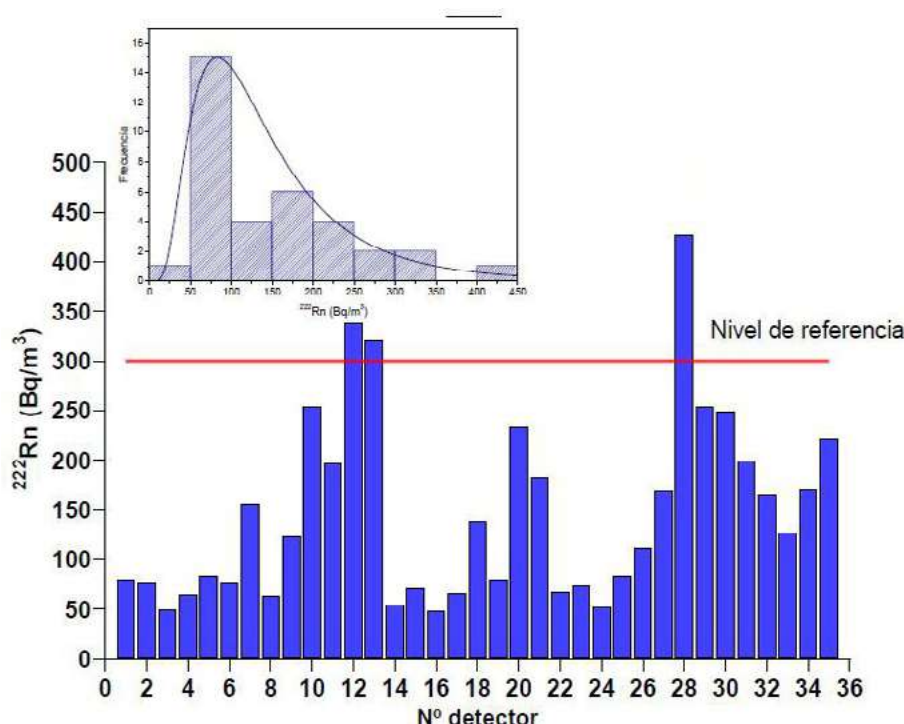


FIGURA 1. Concentración de radón y distribución de frecuencias de los datos.

En los 3 lugares donde se superaron los 300 Bq/m<sup>3</sup> es necesario estimar el grado de ocupación e implementar medidas correctoras. Estas acciones correctoras incluyen, desde una gestión más eficaz de la ventilación de la instalación en los casos más leves, hasta la extracción del gas directamente del subsuelo (antes de que llegue a penetrar en los recintos) cuando las concentraciones son más elevadas.

## CONCLUSIÓN

Las concentraciones máximas de <sup>222</sup>Rn se han medido en dependencias en las que sus departamentos limitan con el terreno natural o en edificios cuya construcción favorece el flujo de gas desde el terreno a su interior. Se llevará a cabo una segunda campaña para medir el resto de instalaciones del Cabildo de Tenerife y garantizar el cumplimiento normativo en materia de exposición al <sup>222</sup>Rn. Es prioritario introducir la prevención y la mitigación del radón en los lugares de trabajo e informar de los riesgos de la exposición al mismo.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REAL DECRETO 1029/2022, DE 20 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN DE LA SALUD CONTRA LOS RIESGOS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A LAS RADIACIONES IONIZANTES. BOE-A-2022-21682

<sup>2</sup> CSN. [HTTPS://WWW.CSN.ES/MAPA-DE-ZONIFICACION-POR-MUNICIPIO](https://www.csn.es/mapa-de-zonificacion-por-municipio)

# DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA PARA EVALUACIÓN DE DOSIS Y ESTIMACIÓN DE CANTIDAD DE RESIDUOS NORM ADMISIBLES EN VERTEDEROS CONVECCIONALES EN EL CONTEXTO DE ESPAÑA Y EL PROYECTO EUROPEO RADONORM

Pérez Sánchez, D. (1); Mora Cañadas, J. C. (1); Urso, L. (2)

(1) CIEMAT, (2) BFS

PALABRAS CLAVE: RESIDUOS NORM

La cantidad total de residuos de NORM que se pueden eliminar en un vertedero convencional no está indicada en las legislaciones nacionales europeas para la disposición final; sin embargo, desde un punto de vista práctico, debe demostrarse el cumplimiento de los criterios de dosis especificados siempre que una determinada cantidad de residuos de NORM pueda eliminarse en un vertedero convencional para materiales peligrosos y no peligrosos. La cantidad de material NORM que puede almacenarse,



por ejemplo, en un vertido conjunto, puede estar relacionada con la dosis efectiva para los trabajadores del vertedero y para los miembros del público que viven en las cercanías. El aspecto radiológico muchas veces limita la voluntad y disposición de los propietarios de vertederos para aceptar este material, a pesar de que el material NORM está exento. Dentro del proyecto RadoNorm, se desarrolla una metodología genérica para relacionar la cantidad de residuos de NORM y la dosis efectiva basada en modelos radioecológicos, el uso de herramientas de evaluación de la exposición como RESRAD y la experiencia práctica de varios socios europeos en el manejo de la implementación de la Directiva del Consejo 2013/ 59/EURATOM. Inicialmente, se consideran dos escenarios de exposición, el escenario de exposición del trabajador del vertedero y el escenario de exposición de los miembros del público posterior a la clausura del vertedero. En el trabajo se presenta la metodología genérica para determinar la cantidad de material NORM admisible en vertederos convencionales en España y en comparación con los desarrollos europeos en el contexto del proyecto RadoNORM. Se discuten las principales consideraciones y parámetros involucrados en relación con cuestiones prácticas, como es la heterogeneidad de los residuos/materiales NORM que se pueden almacenar y las características de los materiales convencionales. Una metodología genérica para evaluar la cantidad de residuos NORM admisibles en vertederos convencionales puede aumentar la aceptación de los residuos NORM entre los propietarios de los vertederos y los miembros del público, así como aumentar el conocimiento de los estándares de protección radiológica en la sociedad.

---

## DETERMINACIÓN DEL COEFICIENTE DE VELOCIDAD DE TRANSFERENCIA DE RADÓN EN AGUA ESTÁTICA Y AGUA EN AGITACIÓN

Verdú Martín, G. (1); Noverques Medina, A. (1); Sancho, M. (1); Juste Vidal, B. (1)

(1) Instituto Universitario de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental (ISIRYM)

PALABRAS CLAVE: COEFICIENTE DE VELOCIDAD DE TRANSFERENCIA; RADÓN; AGUA; DIFUSIÓN

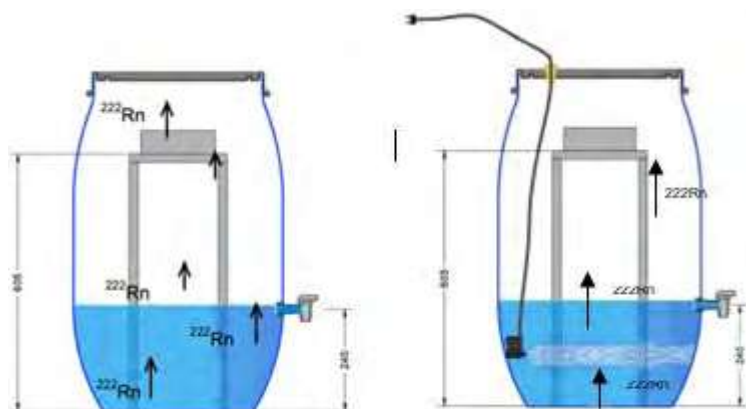
### INTRODUCCIÓN

Considerado como elemento cancerígeno, el radón es la primera fuente de exposición a la radiación natural supone más del 50% del total que recibe una persona durante un año. El riesgo asociado a su inhalación ha impulsado diferentes estudios que analizan su comportamiento difusivo y su transferencia desde la fuente emisora (suelos, agua o materiales de construcción) hasta el aire. Para estudiar estos procesos es necesario calcular algunos de los parámetros que los caracterizan. Por ello, el objetivo principal de esta investigación es la determinación del coeficiente de velocidad de transferencia de radón desde el agua hasta el aire en dos condiciones de ensayo: agua estática y agua en agitación. Se desarrolla un modelo dinámico que aplicado a los resultados experimentales en los que se analiza la concentración de radón en agua y en aire.

### MATERIALES Y MÉTODOS

La metodología está basada en una parte de ensayos experimentales a escala laboratorio, el desarrollo de modelos dinámicos que determinen el comportamiento teórico del gas radón y la modelización, en base a estos modelos y los resultados, para obtención del coeficiente de velocidad de transferencia.

El procedimiento experimental consiste en medir y analizar la concentración de radón de forma simultánea en agua y en aire en función del estado del agua (estática y en agitación) en un volumen de 25 L de agua, en el interior del depósito de 120 L de capacidad. La concentración de radón en agua es medida con el detector de centelleo Hidex 600 SL y aire mediante el detector Radon Scout Plus. El esquema del montaje experimental se muestra en la FIGURA 1.



**Figura 1.** Esquema de dimensiones de los dos bidones

El desarrollo del modelo dinámico se basa en la aplicación de un balance de materia del sistema tomando como volumen de control el agua. La concentración de radón en agua depende del flujo de gas radón que se libera en la interfase agua-aire, así como y de la actividad que decae durante la desintegración radiactiva.

En cuanto a la modelización de los resultados experimentales, este proceso requiere del procesamiento de los resultados experimentales de concentración de radón en agua y el cálculo del coeficiente  $k$  mediante la aplicación de un algoritmo iterativo utilizando el software Matlab.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El coeficiente de velocidad de transferencia obtenido en condiciones de agua estática y en agitación son respectivamente. El modelo desarrollado permite determinar el coeficiente de velocidad de transferencia con resultados óptimos, según bibliografía. Se verifica que la velocidad de transferencia del gas en el agua es mayor en los procesos de turbulencia, dado que facilitan su liberación al aire.

## CONCLUSIONES

La validación de los modelos dinámicos desarrollados y los óptimos resultados obtenidos corroboran la posibilidad de aplicarlos a escenarios reales como cuevas, minas, balnearios planteados en el nuevo reglamento, priorizando la salud de los trabajadores y usuarios.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> CALUGARU, D. G., & CROLET, J. M. (2002). IDENTIFICATION OF RADON TRANSFER VELOCITY COEFFICIENT BETWEEN LIQUID AND GASEOUS PHASES. COMPTES RENDUS MECANIQUE, 330(5), 377-382.
- <sup>2</sup> MANUAL DE LA OMS SOBRE EL RADÓN EN INTERIORES. ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD, 2015
- <sup>3</sup> NOVERQUES MEDINA, A. (2022). ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO DEL GAS RADÓN ( $^{222}\text{Rn}$ ) EN LOS PROCESOS DE TRANSFERENCIA EN AGUA Y EN AIRE (TESIS DOCTORAL, UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA).
- <sup>4</sup> ONGORI, J. N., LINDSAY, R., & MVELASE, M. J. (2015). RADON TRANSFER VELOCITY AT THE WATER-AIR INTERFACE. APPLIED RADIATION AND ISOTOPES, 105, 144-149.



## EVALUACIÓN DE LA TASA DE DOSIS POR IRRADIACIÓN EXTERNA, EN DIVERSAS EXPLOTACIONES DE MINERÍA METÁLICA ABANDONADAS DE EXTREMADURA

Figueredo Fernandez, J. L. (1); Guillén Gerada, F. J. (1); Tejado Ramos, J. J. (1)

(1) Laruex Universidad de Extremadura, (2) Intromac

PALABRAS CLAVE: MINERÍA RADIACIÓN NATURAL DOSIMETRÍA

El auge de la minería en Extremadura en la segunda mitad del siglo XIX, debido a la alta demanda materias primas de los países europeos en plena revolución industrial, llevó consigo la apertura de nuevas explotaciones mineras (plomo, zinc, hierro, estaño, etc.) en la región. Tras su agotamiento o la reducción de la demanda de sus minerales, estas minas se cerraron definitivamente y abandonaron entre principios y mediados del siglo XX. En muchas ocasiones, diversos radionucleidos de origen natural pueden estar ligados a la presencia de este tipo de metales en el medio ambiente. En el presente estudio se han seleccionado tres minas abandonadas en antiguas zonas mineras, en donde hay evidencias de escombreras, en las que se ha realizado un mapa de la dosis recibida por irradiación externa en sus entornos, todas ellas en la provincia de Badajoz. Para la realización de estos mapas se tomaron medidas de tasa de dosis en varios puntos de la antigua explotación minera y en sus zonas de escombreras, además de otros puntos de control fuera de dichas instalaciones. A fin de analizar la posible influencia del clima, estos mapas se realizaron en dos estaciones, seca y lluviosa. Del análisis de estos mapas de tasa de dosis, se deduce que el impacto radiológico, al menos en lo referente a tasas de dosis por irradiación externa, se puede considerar como despreciable, siendo en la mayoría de los casos del mismo orden de magnitud que los puntos de control.

### AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo ha sido financiado por la Junta de Extremadura mediante el proyecto "Evaluación del impacto radiológico ambiental de la minería metálica en Extremadura" (IB20060).

## METODOLOGÍA PARA LA EVALUACIÓN DE IMPACTO RADIOLÓGICO AMBIENTAL DE ANTIGUAS EXPLOTACIONES DE MINERÍA METÁLICA

Guillén Gerada, F. J. (1); Figueredo Fernández, J. L. (2); Tejado Ramos, J. J. (3)

(1) LARUEX, Facultad de Veterinaria, Universidad de Extremadura, (2) LARUEX, Universidad de Extremadura, (3) INTROMAC

PALABRAS CLAVE: MINERÍA; IMPACTO RADIOLÓGICO AMBIENTAL; RADIACIÓN NATURAL; NORM

La minería metálica tuvo un auge considerable en Extremadura hasta mitad del siglo XX, con una gran cantidad de minas dedicadas a la extracción de Cu, Ni, Zn, Pb, Ag, Fe, Sn, W, etc. Sin embargo, debido entre otras razones al empobrecimiento de las vetas de mineral o fluctuaciones del precio de los metales, han hecho que una inmensa mayoría de dichas minas metálicas se encuentren abandonadas, dejando como legado escombreras con un gran acopio de residuos. Aun no siendo propiamente unas instalaciones en las que se extrajera material radioactivo, el movimiento de tierras y los residuos generados pueden llegar a ocasionar un aumento significativo del contenido de radionucleidos naturales en la superficie de sus entornos, llegando a ser consideradas como industrias NORM (Naturally Occurring Radioactive Material). La legislación vigente, Reglamento de Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes (RPSRI) y la instrucción de Seguridad IS-33 del CSN, exigen la obligatoriedad por parte de los titulares de las instalaciones de evaluar el impacto radiológico ambiental de las mismas y comunicarlo a la autoridad competente. Sin embargo, dado el grado de abandono de muchas de las minas, es difícil dilucidar la titularidad de las instalaciones, hecho que no exime del cumplimiento de la norma. En este trabajo se analiza la metodología para la elaboración y verificación de un protocolo de actuación para evaluar el impacto radiológico ambiental de la minería metálica en Extremadura. Dicho protocolo evaluará el impacto radiológico tanto a la población, mediante la elaboración de mapas de tasa de dosis de exposición externa, inhalación y exposición interna debido al consumo de alimentos procedentes de áreas afectadas por las instalaciones; como al medio ambiente, biota no humana, estimando la exposición de los diferentes RAPs (Reference Animal and Plants) contemplados para ecosistemas terrestres.

Con todas estas evaluaciones, se realizará un protocolo metodológico de evaluación del impacto radiológico ambiental aplicable a instalaciones de la minería metálica en desuso.

### AGRADECIMIENTOS



El presente trabajo ha sido financiado por la Junta de Extremadura mediante el proyecto “Evaluación del impacto radiológico ambiental de la minería metálica en Extremadura” (IB20060).

## METODOLOGÍA DEL IMPACTO RADIOLÓGICO AMBIENTAL DE INSTALACIONES EXISTENTES

Rodríguez Oliver, P. (1); Corbacho Merino, J. Á. (2); Escribano Nieto, A. (3); Real Gallego, A. (3); Pérez Sánchez, D. (3); Guillén Gerada, F. J. (1)

(1) LARUEX Universidad de Extremadura, (2) Universidad de Extremadura, (3) CIEMAT

PALABRAS CLAVE: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA ESPECTROMETRÍA GAMMA CENTRAL NUCLEAR

### INTRODUCCIÓN

El objetivo del presente estudio es analizar el impacto radiológico ambiental en biota en el entorno de una instalación nuclear ya existente, como es el caso de la Central Nuclear de Almaraz (CNA). Para ello, se consideran dos ecosistemas acuáticos, uno el embalse de Arrocampo usado para la refrigeración de dicha central y por lo tanto afectado por ésta; y otro el embalse de Jerte (Plasencia) de dimensiones similares y no afectado por una instalación del ciclo de combustible nuclear. De la diferencia entre ambos se evalúa el impacto radiológico ambiental en biota.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Para conseguir este objetivo, se ha diseñado un plan para la toma de muestras de agua superficial, sedimentos de orilla y biota (peces y juncos) en cada uno de los embalses, con una periodicidad mensual. Las muestras han sido tratadas y medidas con diferentes técnicas, para la determinación de radionucleidos naturales y artificiales emisores gamma, además de las concentraciones de  $^{90}\text{Sr}$ ,  $^{14}\text{C}$  y  $^3\text{H}$ . Adicionalmente, en cada toma de muestras se ha realizado la medida de varios parámetros físico-químicos (pH, conductividad, turbidez, etc.) in situ de las aguas superficiales en cada emplazamiento, para realizar una caracterización más precisa de las mismas.

### RESULTADOS

De los resultados obtenidos, se desprende que la concentración de tritio del agua superficial y biota es superior en las muestras recogidas en el embalse de Arrocampo (influenciado por la CNA), que en el de Jerte (no afectado por una instalación nuclear), no habiéndose detectado esta variación para el  $^{14}\text{C}$ . Por otra parte, cabe destacar el hecho de que ocasionalmente se detecta actividad específica de radionucleidos artificiales, como el  $^{60}\text{Co}$ , cuyo origen es exclusivamente de la operación rutinaria de la CNA, en muestras recogidas en el embalse de Arrocampo, mientras que esto no ocurre en las muestras recogidas en el embalse del Jerte.

### AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido realizado gracias a la financiación del proyecto “Regulación de la Evaluación del Impacto Radiológico Ambiental” por parte del CSN en su convocatoria de I+D+i 2021.

## EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO A MIEMBROS DEL PÚBLICO ASOCIADO A LOS VERTIDOS LÍQUIDOS DE UNA INDUSTRIA DE PRODUCCIÓN DE FOSFATOS

De Miguel Martínez, M. I. (1)

(1) TECNATOM

PALABRAS CLAVE: IMPACTO RADIOLÓGICO; MIEMBROS DEL PÚBLICO; VERTIDOS LÍQUIDOS; INDUSTRIA NORM; CÓDIGO CROM

### INTRODUCCIÓN

El objetivo de este estudio fue evaluar el impacto radiológico a los miembros del público asociado a los vertidos líquidos de una industria NORM de producción de fosfatos.





## MATERIAL Y MÉTODOS

1. Código CROM, Versión 8.4.1<sup>1,2</sup>.
2. Guía de Seguridad 11.3 del CSN<sup>3</sup>.
3. SRS-19 de la OIEA<sup>4</sup>.

FIGURA 1. Código CROM<sup>1, 2</sup>



## RESULTADOS

Los principales resultados de la evaluación son los mostrados en la TABLA 1.

TABLA 1. Resumen de los Resultados de Dosis en los Distintos Casos Simulados (mSv/a)

| Casos Analizados                                               | Grupo Infante | Grupo Niño                        | Grupo Adulto |
|----------------------------------------------------------------|---------------|-----------------------------------|--------------|
| <i>Caso 1 Conservador</i><br>(Análisis Determinista)           | 1.503         | 13.490                            | 8.516        |
| <i>Caso 2 de Referencia</i><br>(Análisis Determinista)         | 0.061         | 0.329                             | 0.286        |
| <i>Caso 3 Probabilista de Referencia</i>                       | --            | $\mu = 0.463$<br>$\sigma = 0.852$ | --           |
| <i>Caso 4 Realista 1.6% Crustáceos</i> (Análisis Determinista) | 0.061         | 0.163                             | 0.056        |
| <i>Caso 5 Probabilista 1.6% Crustáceos</i>                     | --            | $\mu = 0.171$<br>$\sigma = 0.045$ | --           |



## DISCUSIÓN

Se realizó una evaluación iterativa, en base a SRS-19 del OIEA<sup>4</sup>, en donde se aumentaba la complejidad del modelo a medida que las dosis previstas se acercaban o superaban la restricción operacional de dosis (0.3 mSv/a), tal y como se indica en las siguientes etapas:

- 1ª Etapa. Esta etapa utiliza un Modelo Ambiental Genérico, simplificado y conservador, teniendo en cuenta la dilución del término fuente en el embalse. Esta etapa se corresponde con el Caso 1 Conservador.
- 2ª Etapa. En donde se analizan los valores de los parámetros genéricos, utilizados en el Etapa 1ª, para determinar su aplicabilidad al sitio e identificar parámetros indebidamente conservadores. Se utiliza lo que se denomina Modelo Ambiental Genérico Modificado que se corresponde con el Caso 2 de Referencia.
- 3ª Etapa. Si las dosis previstas continúan superando la restricción de dosis, es necesario identificar los parámetros que más contribuyen a la dosis mediante un análisis de sensibilidad, realizado sobre el Caso 2 de Referencia y un análisis de incertidumbre (Caso 3 Probabilista de Referencia). Con el objetivo de identificar sobre qué parámetros enfocar los esfuerzos para determinar valores más realistas. Esta etapa se corresponde con el Caso 4 Realista.

Por último, se realiza un análisis probabilista sobre el Caso 4 Realista con el objetivo de calcular la incertidumbre total en la dosis de aquellos parámetros que más influyen en la dosis. Lo que da lugar al Caso 5 Probabilista 1.6% Crustáceos.

## CONCLUSIONES

La conclusión principal de este estudio es que no existe un incremento significativo de la exposición a los miembros del público, siendo el resultado alcanzado de  $0.171 + 0.045$  mSv/año ( $<0.3$  mSv/año).

Esta conclusión principal se sustenta en las siguientes consideraciones:

1. El grupo representativo es el niño, con una dosis media de  $0.171 + 0.045$  mSv/año.
2. Cuanto más realistas son los valores de los parámetros utilizados, menor es la dosis al público.
3. Las vías de exposición que más contribuyen a la dosis son en primer lugar el consumo de crustáceos de río, seguido de la ingestión de agua.
4. Los radionucleidos críticos son el Ra-226 y el Po-210. La contribución del Po-210 a la dosis, es significativa cuando tiene lugar la ingestión de crustáceos. A medida que este consumo desaparece (infante, niño) o disminuye (adulto), al utilizar valores cada vez más realistas, la contribución por Po-210 deja de ser significativa, en todas la vías de exposición.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> CIEMAT. CÓDIGO CROM (CÓDIGO DE CRIBA PARA LA EVALUACIÓN DE IMPACTO). COLECCIÓN DOCUMENTOS CIEMAT. MADRID, 2007.
- <sup>2</sup> CIEMAT. MANUAL DE USUARIO CROM VERSIÓN 8. MADRID, 2014.
- <sup>3</sup> CSN. GUÍA DE SEGURIDAD 11.3: METODOLOGÍA PARA LA EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO DE LAS INDUSTRIAS NORM. MADRID, 2012.
- <sup>4</sup> OIEA. GENERIC MODELS FOR USE IN ASSESSING THE IMPACT OF RADIOACTIVE SUBSTANCES TO THE ENVIRONMENT. SAFETY REPORT SERIES N° 19. VIENA, 2001

# EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO DE UN VERTEDERO DE RESIDUOS NORM

De Miguel Martínez, M. I. (1)

(1) TECNATOM

PALABRAS CLAVE: IMPACTO RADIOLÓGICO; VERTEDERO; RESIDUOS NORM; RESRAD-OFFSITE; PICO DE DOSIS; ISÓTOPOS CRÍTICOS; VÍAS DE EXPOSICIÓN CRÍTICAS.

## INTRODUCCIÓN

La UTPR de TECNATOM, como primera UTPR autorizada en el ámbito de la radiación natural, aborda la evaluación del impacto radiológico, a corto y largo plazo de los trabajadores y los miembros del público, debido a la gestión de residuos NORM en un vertedero.



## MATERIAL Y MÉTODOS

1. Código RESRAD-OFFSITE, Versión 4.0.<sup>1, 2</sup>
2. Guía de Seguridad 11.3 del CSN.<sup>3</sup>

## RESULTADOS

Los principales resultados de la evaluación se muestran en la TABLA 1.

TABLA 1. Resultados de Dosis a los Trabajadores y Miembros del Público del Vertedero (mSv/a)

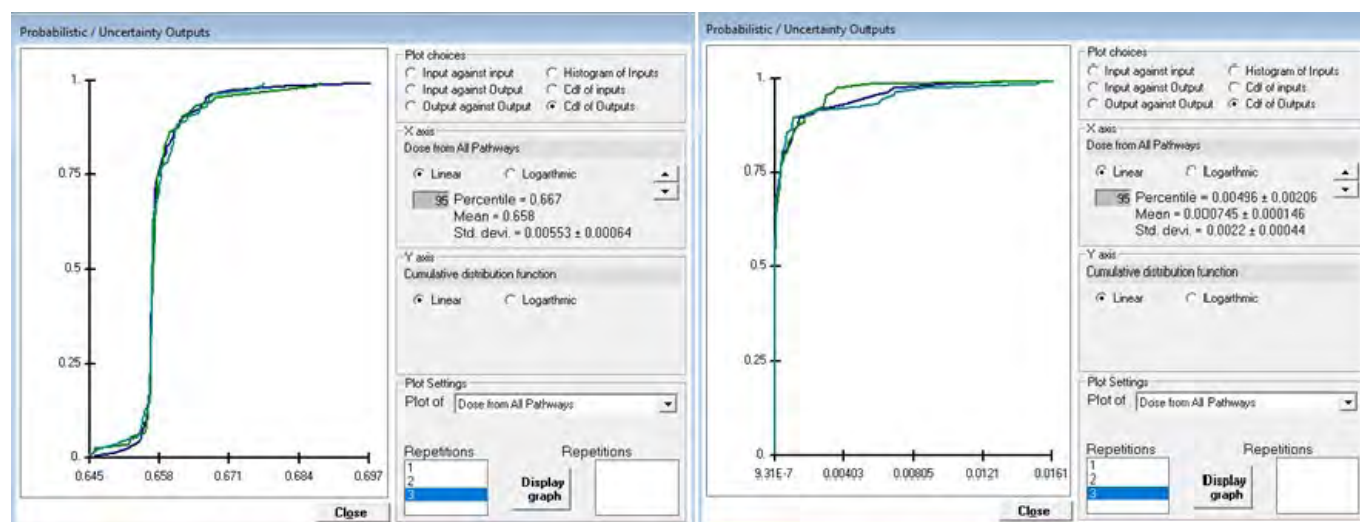
| TRABAJADORES                                                                                                                                            |        | Dosis Efectiva (mSv/a)                                                  |         |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------|-------------------------------------------------------------------------|---------|
| <i>Escenario 1 Transporte, Carga, Descarga, Mantenimiento y Clausura (Caso Base, Todo el vertedero como Fase I, sin cobertura, 20 años<sup>a</sup>)</i> |        | 0.687                                                                   |         |
| Escenario 1. Análisis Probabilista parte de Mantenimiento y Clausura (Caso Base, Todo el vertedero como Fase I, sin cobertura, 20 años)                 |        | $P_{95}$ : 0.667 <sup>b</sup><br>$\mu$ : 0.658<br>$\sigma$ : 0.006      |         |
| MIEMBROS DEL PÚBLICO                                                                                                                                    | Adulto | Niño                                                                    | Infante |
| Caso 1 Determinista. Todo el Vertedero Como Fase I – Solo con Cobertura (Caso Base) a los ~68 000 años                                                  | 7.7    | 14.2                                                                    | 21.0    |
| Caso 2 Determinista. Todo el Vertedero Como Fase I. Marco Temporal 1.000 años                                                                           | 0.0034 | 0.0035                                                                  | 0.0032  |
| Caso 2 Probabilista. Todo el Vertedero Como Fase I. Marco Temporal 1.000 años                                                                           | -      | $P_{95}$ : ~0.005 <sup>c</sup><br>$\mu$ : 0.000745<br>$\sigma$ : 0.0022 | -       |

<sup>a</sup> 20 años, tiempo de vida útil del vertedero.

<sup>b</sup> FIGURA 1 (Izquierda).

<sup>c</sup> FIGURA 1 (Derecha).

FIGURA 1. Resultados Probabilistas<sup>1, 2</sup> Trabajadores (Izquierda) y Miembros del Público (Derecha)



## DISCUSIÓN

El objetivo de la evaluación fue identificar en qué momento se alcanza el pico de dosis, y los radionucleidos y vías de exposición críticas. Así como el cálculo de la incertidumbre total en la dosis, como resultado de la naturaleza probabilística de los parámetros de entrada al código.



## CONCLUSIONES

La principal conclusión para los trabajadores es que no es previsible que superen 1 mSv/año, sobre el nivel de fondo. En relación con el Escenario 1:

1. Los radionucleidos críticos son el Ra-226 con una tendencia decreciente, así como el Th-230, con una tendencia creciente por la desintegración del U-238 presente.
2. El pico de dosis se alcanza en un tiempo igual a 0 años.
3. La vía crítica es la exposición externa (89% de la dosis).
4. La dosis en el P95 es de 0.667 mSv/año ( $\sigma$ : 0.006 mSv/año, error relativo del 1% debido al breve marco temporal contemplado).

Las principales conclusiones para miembros del público, Caso 1, son:

5. El pico de dosis se alcanza ~70.000 años, alcanzando un valor ~20 mSv/a para el infante.

Un marco temporal tan extenso, hasta alcanzar el pico de dosis, conlleva un aumento tan significativo en las incertidumbres que no permiten dar crédito a ningún resultado cuantitativo, pudiéndose extraer las siguientes conclusiones cualitativas:

- a) Los radionucleidos críticos son el U-238 y el U-234.
- b) La vía crítica es la ingestión de plantas (vía agua).
- c) El grupo más expuesto es el infante.

En relación con el Caso 2 (marco temporal de 1000 años):

6. No es previsible que la exposición al grupo representativo (niño) supere 0.3 mSv/año sobre el nivel de fondo.
7. El pico de dosis es de ~0.004 mSv/año, para el niño. Este pico se alcanza inmediatamente, en  $t = 0$  años.
8. Los radionucleidos críticos son el Ra-226 y el Th-230.
9. La vía crítica, con una contribución del 100% a la dosis, es la exposición interna por la inhalación de radón.
10. Sobre el Caso 2, la dosis en el P95 para el grupo más expuesto (niño) es ~0.005 mSv/año ( $\sigma$ : 0.002 mSv/año, error relativo del 40%, debido al mayor marco temporal contemplado).

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> ANL (ARGONNE NATIONAL LABORATORY). USER'S MANUAL FOR RESRAD-OFFSITE CODE VERSION 4. VOL. 1 – METHODOLOGY AND MODELS USED IN RESRAD-OFFSITE CODE. NUREG/CR-7268/ANL/EVS/TM-19/2 VOL. 1. FEBRERO, 2020.

<sup>2</sup> ANL (ARGONNE NATIONAL LABORATORY). USER'S MANUAL FOR RESRAD-OFFSITE CODE VERSION 4. VOL. 2 – USER'S GUIDE FOR RESRAD-OFFSITE VERSION 4. NUREG/CR-7268/ANL/EVS/TM-19/2 VOL. 2. FEBRERO 2020.

<sup>3</sup> CSN. GUÍA DE SEGURIDAD 11.3: METODOLOGÍA PARA LA EVALUACIÓN DEL IMPACTO RADIOLÓGICO DE LAS INDUSTRIAS NORM. MADRID, 2012.

# MEDIDAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LOS TRABAJOS DE EXTRACCIÓN, RETIRADA Y ALMACENAMIENTO DE RESIDUOS RADIATIVOS NORM EN UN ÁREA CONTAMINADA

De Miguel Martínez, M. I. (1)

(1) TECNATOM

PALABRAS CLAVE: PERMISO DE TRABAJOS ESPECIALES CON NORM (PTE-NORM); RADIONUCLEIDOS NATURALES; CURVA DE CALIBRACIÓN; BUENAS PRÁCTICAS; LECCIONES APRENDIDAS: MEDIDAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA; RESIDUOS NORM; ÁREA CONTAMINADA.

## INTRODUCCIÓN

La UTPR de TECNATOM, como primera UTPR autorizada en el ámbito de la radiación natural, aborda la aplicación de medidas de protección radiológica en los trabajos de extracción, retirada y almacenamiento de residuos radiactivos NORM (tuberías de PVC y tierra contaminada con NORM) en un área contaminada.



## MATERIAL Y MÉTODOS

1. Procedimiento de trabajo, incluyendo el "Permiso de Trabajos Especiales con NORM" (en adelante PTE-NORM).
2. Material para informar e impartir formación básica a los trabajadores.
3. ISO 7503-1:2016.

## RESULTADOS

Los principales resultados de la aplicación de medidas de protección radiológica se recogen en la TABLA 1.

TABLA 1. Resultados de la Aplicación de Medidas de Protección Radiológica (mSv/h)

| Vigilancia Radiológica de los Lugares de Trabajo                                               | Tasa de Dosis Máxima (m Sv/h) |        |
|------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------|--------|
|                                                                                                | Contacto                      | 1 m    |
| Zona de Intervención                                                                           | 0.008                         | 0.004  |
| Almacén Temporal de Residuos NORM                                                              | 0.006                         | <0.001 |
| Vigilancia Individual                                                                          | Dosis (m Sv)                  |        |
| Exposición Externa Real (a partir de las tasas de dosis en la zona y el tiempo de permanencia) | 0.026                         |        |
| Exposición Interna Potencial (Sin máscara)                                                     | 0.020                         |        |
| Dosis Efectiva Estimada (Después de los Trabajos)                                              | 0.046                         |        |
| Dosis Efectiva Estimada (Previa a los Trabajos)                                                | 0.064                         |        |

## DISCUSIÓN

Debido a que estos trabajos pueden suponer un riesgo radiológico no despreciable para los trabajadores, se requiere de la supervisión de una UTPR. Esta supervisión consistió en una planificación de los trabajos: inicial, durante, y al final de estos. Todo ello se recogió en un procedimiento de trabajo, junto con el denominado PTE-NORM. Documento cuyo objetivo es informar al trabajador, ya que recoge las condiciones radiológicas del lugar de trabajo, las protecciones individuales a utilizar y una estimación de dosis total del trabajo, entre otros. Adicionalmente, previamente al trabajo, se adoptaron las siguientes medidas:

1. Clasificación y señalización tanto de la zona de intervención como de la zona de almacenamiento temporal de residuos NORM.
2. Información e impartición de una formación básica a los trabajadores sobre los riesgos, medidas de protección y prevenciones a aplicar.

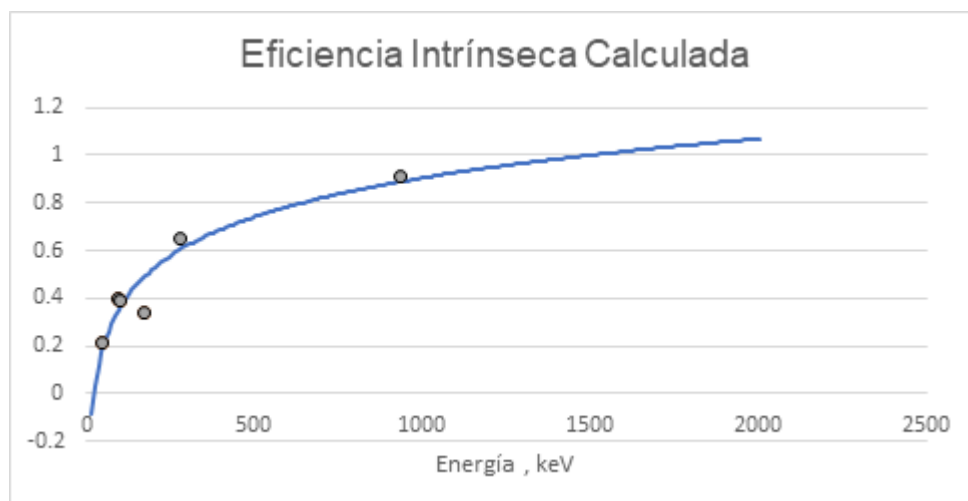
Durante la planificación previa de los trabajos, se planteó la dificultad de la calibración de los equipos de contaminación portátil. Debiendo decidir si el certificado de calibración para radionucleidos artificiales era válido para la medida de radionucleidos naturales. La solución propuesta fue estimar la eficiencia de detección para los radionucleidos de interés, a partir de la curva de calibración, obtenida del certificado de calibración (FIGURA 1), conforme a la ISO 7503-3:2016<sup>1</sup>.

Cabe destacar que las principales vías fueron (TABLA 1):

- Exposición externa, con una contribución estimada del 57%.
- Exposición interna por inhalación, con una contribución estimada, sin máscara, del 43%, debido a emisores alfa.



FIGURA 1. Curva de Calibración para la Eficiencia de Detección de los Radionucleidos Naturales



## CONCLUSIONES

Estas se pueden agrupar en:

1. Buenas prácticas, como fueron las decisiones de:
  - a) Retirar de la zona de intervención, antes de comenzar los trabajos, las tuberías de PVC con NORM, fuente principal de exposición externa.
  - b) Ubicar en el centro de la zona de almacenamiento temporal las tuberías con NORM, rodeándolas a su vez con los big-bags con tierra contaminada.
2. Lecciones aprendidas, como fueron:
  - a) Mejorar el método de identificación de las sacas y las tuberías de PVC.
  - b) La necesidad de una planificación de los trabajos más realista en cuanto a los tiempos de ejecución y las cantidades de residuos NORM a retirar.
  - c) Utilizar muestreadores personales de solapa (Personal Air Samplers) para una medida más representativa de la inhalación del trabajador.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> ISO 7503-3: 2016 MEASUREMENT OF RADIOACTIVITY — MEASUREMENT AND EVALUATION OF SURFACE CONTAMINATION — PART 3: APPARATUS CALIBRATION

# ESTUDIO DOSIMÉTRICO DEL RN EN LA INSTALACIÓN RADIATIVA DEL SINCROTRÓN ALBA

Alcobendas García, J. A. (1); Gutiérrez Neira, C. (1); Font Guiteras, L. (2); Moreno Baltà, V. (3); García Fusté, M. J. (1)  
(1) Sincrotrón ALBA, CELLS, (2) Universidad Autónoma de Barcelona, (3) Universidad Politécnica de Cataluña

PALABRAS CLAVE: RADÓN, LUGARES DE TRABAJO, EXPOSICIÓN OCUPACIONAL, VALOR LÍMITE, ALBA

## INTRODUCCIÓN

El radón es un gas noble que pasa desapercibido por nuestros sentidos y está ampliamente presente en nuestro entorno. Es la segunda causa de cáncer de pulmón, después del tabaco.

El Sincrotrón ALBA, está ubicado en las afueras de Barcelona y produce luz sincrotrón de brillo excepcional para su uso en una gran variedad de ámbitos científicos.





ALBA está integrado por cuatro edificios (Técnico, Sincrotrón, Almacén y Control de accesos, en FIGURA 1) en los que se pueden encontrar lugares de trabajo a nivel subterráneo. El SPR consideró pertinente monitorizar los mencionados edificios, para determinar si existe riesgo significativo por exposición al Rn y comprobar el cumplimiento de la directiva 2013/59/EURATOM que establece que la concentración anual máxima no debe superar los 300 Bq/m<sup>3</sup>.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio fue encargado a la Unidad de Física de las Radiaciones (UFR) de la UAB en tres campañas (TABLA 1): 2017 (detectores pasivos en 17 ubicaciones), 2019 (pasivos en 3 de las 17 ubicaciones iniciales) y 2022 (en continuo en 1 de las 3 últimas ubicaciones).

El tiempo de exposición fue de 2-4 meses consecutivos para los detectores pasivos y 2 semanas para el control continuo, de acuerdo a las estaciones (TABLA 1).

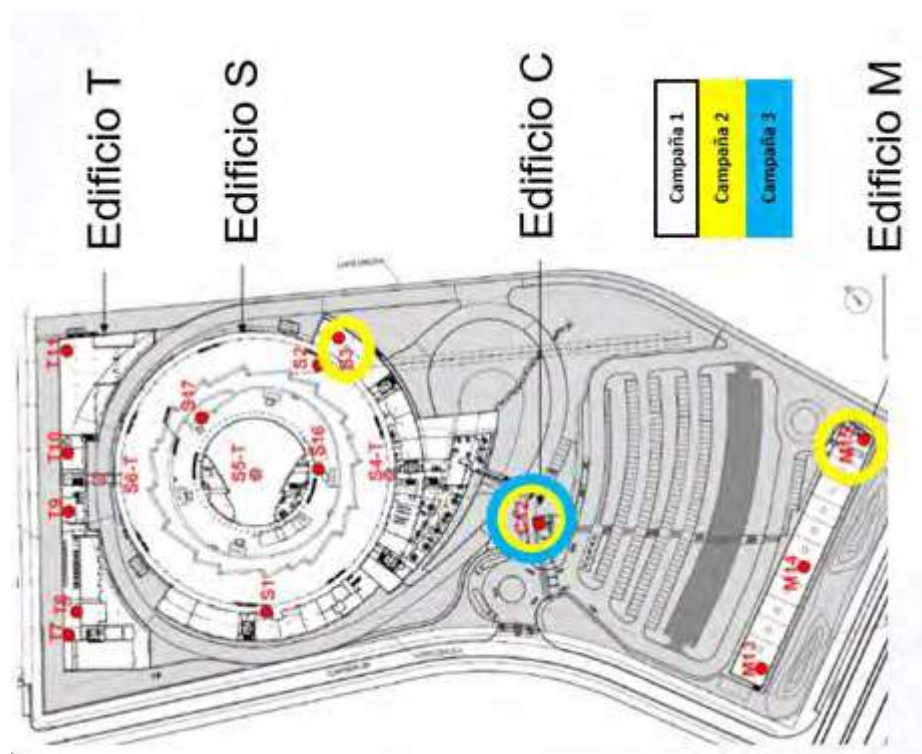


FIGURA 1. Vista aérea y ubicación de los detectores.

## RESULTADOS

La TABLA 1 muestra las concentraciones de Rn determinadas en la primera campaña. Aunque el valor medio anual no supera el valor límite, tres de las ubicaciones (rojo -TABLA 1) destacan sobre el resto, en particular la C12. Como medida correctiva se instala un sistema de extracción de aire forzado y se efectúa una segunda campaña (Amarillo -TABLA 1). Se observa que en C12 los niveles son aún mayores durante el período estival. Se inicia una tercera campaña en 11/2022, con medidas en continuo en este punto (AlfaGUARD) para determinar la variación horaria en diversas condiciones ambientales que permitan hacer una mejor evaluación de la exposición durante las horas reales de trabajo en esa sala.



| Campaña | Sala                  | Código | Expo 1   | Expo 2   | Expo 3   | Expo 4 | Valor medio anual |
|---------|-----------------------|--------|----------|----------|----------|--------|-------------------|
| 1       | Laboratorio oeste     | S1     | 27 ± 7   | 15 ± 4   | 24 ± 10  | 19 ± 5 | 21 ± 3            |
| 1       | Hall experimental     | S2     | 28 ± 7   | 12 ± 4   | 62 ± 12  | 35 ± 8 | 34 ± 10           |
| 1       | Archivo de compactos  | S3     | 81 ± 15  | 42 ± 7   | 93 ± 18  | 25 ± 6 | 60 ± 16           |
| 2       | Archivo de compactos  | S3     | 41 ± 6   | 53 ± 6   | 81 ± 8   | 71 ± 7 | 63 ± 7            |
| 1       | Galería de servicio 1 | S4T    | 20 ± 6   | 23 ± 6   | 66 ± 13  | 15 ± 5 | 31 ± 12           |
| 1       | Galería de servicio 2 | S5T    | 22 ± 7   | 32 ± 7   | 64 ± 15  | 19 ± 5 | 34 ± 10           |
| 1       | Galería de servicio 3 | S6T    | 17 ± 6   | 21 ± 6   | 40 ± 10  | 20 ± 6 | 24 ± 5            |
| 1       | Taller                | T7     | 24 ± 6   | 21 ± 4   | 59 ± 14  | 18 ± 5 | 30 ± 10           |
| 1       | Despacho taller       | T8     | 34 ± 7   | 19 ± 5   | 29 ± 9   | 40 ± 8 | 30 ± 4            |
| 1       | Pillers               | T9     | 14 ± 6   | 10 ± 3   | 35 ± 11  | 19 ± 5 | 19 ± 6            |
| 1       | sala de calderas      | T10    | 15 ± 5   | < LD ±   | 40 ± 10  | 28 ± 7 | 23 ± 7            |
| 1       | Sala de bombas        | T11    | < LD ±   | 11 ± 3   | 28 ± 10  | 14 ± 5 | 16 ± 4            |
| 1       | Caseta de control     | C12    | 156 ± 13 | 385 ± 37 | 122 ± 18 | 52 ± 9 | 179 ± 72          |
| 2       | Caseta control        | C12    | 61 ± 7   | 319 ± 22 | 584 ± 37 | 67 ± 7 | 264 ± 26          |
| 1       | Laboratorio RF        | M13    | 30 ± 7   | 28 ± 6   | 46 ± 13  | 40 ± 8 | 36 ± 5            |
| 1       | Centro almacén        | M14    | 25 ± 5   | 31 ± 7   | 38 ± 10  | 32 ± 7 | 32 ± 3            |
| 1       | Almacén pequeño       | M15    | 61 ± 12  | 38 ± 7   | 91 ± 18  | 56 ± 9 | 62 ± 11           |
| 2       | Almacén pequeño       | M15    | 68 ± 8   | 57 ± 6   | 49 ± 6   | 98 ± 9 | 69 ± 7            |
| 1       | Área de servicio      | S16    | 24 ± 6   | 19 ± 4   | 29 ± 9   | 36 ± 8 | 27 ± 4            |
| 1       | Búnker LINAC          | S17    | 27 ± 7   | 14 ± 4   | 27 ± 10  | 20 ± 6 | 22 ± 3            |

| Campaña 1 | Expo | 08/02/2017 | 16/05/2017 | 28/08/2017 | 04/12/2017 | 12/03/2018 |
|-----------|------|------------|------------|------------|------------|------------|
|           | 1    | 97 days    |            |            |            |            |
|           | 2    |            | 135 days   |            |            |            |
|           | 3    |            |            | 67 days    |            |            |
|           | 4    |            |            |            | 98 days    |            |
| Campaña 2 | Expo | 21/01/2019 | 03/04/2019 | 02/07/2019 | 02/10/2019 | 10/01/2020 |
|           | 1    | 72 days    |            |            |            |            |
|           | 2    |            | 90 days    |            |            |            |
|           | 3    |            |            | 92 days    |            |            |
|           | 4    |            |            |            | 100 days   |            |

TABLA 1. Mediciones y tiempo de exposición

## DISCUSIÓN

De acuerdo a los resultados obtenidos en las tres campañas, se pudo comprobar que los niveles de radón son muy inferiores al límite establecido por la normativa europea, excepto en 1 de las posiciones. Los resultados de la segunda campaña parecen indicar que el sistema de extracción forzada no es una solución adecuada para disminuir las concentraciones. La medida en continuo iniciada en 11/2022, que se repetirá en períodos de 2 semanas en cada estación del 2023, permitirá estudiar el patrón de exhalación horaria y ajustar el factor de ocupación para minimizar el impacto sobre el personal.

También se determinará si es necesario implementar alguna solución técnica, como una ventilación forzada que renueve el aire.

## CONCLUSIONES

La presencia de radón varía notablemente según la estación del año, con valores más elevados en épocas estivales. Las medidas en continuo permitirán una mejor caracterización horaria de la concentración de radón.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> KARLSRUHE INSTITUTE OF TECHNOLOGY, HERMANN-VON-HELMHOLTZ-PLATZ 1, 76344 EGGENSTEIN-LEOPOLDSHAFEN, ALEMANIA.

<sup>2</sup> PUBLIC HEALTH ENGLAND, WELLINGTON Hous, 133-155 WATERLOO ROAD, LONDON, SE1 8UG, REGNE UNIT.



# CARACTERIZACIÓN Y DIAGNÓSTICO DE VALORIZACIÓN DE RESIDUOS GENERADOS EN LA DESCONTAMINACIÓN DE LIXIVIADOS DE FOSFOYESO

Soto Cruz, F. J. (1); Ceccotti Rodríguez, E. I. (2); Pérez Moreno, S. M. (2); Bolívar Raya, J. P. (2); Gázquez González, M. J. (1)  
(1) Universidad de Cádiz, (2) Universidad de Huelva

PALABRAS CLAVE: LIXIVIADOS ÁCIDOS, DESCONTAMINACIÓN, VALORIZACIÓN DE RESIDUOS, RESIDUOS NORM

## INTRODUCCIÓN

Los fosfoyesos, residuos industriales generados en la producción de ácido fosfórico, se consideran residuos NORM (Naturally Occurring Radiative Material) ya que sus concentraciones de radionucleidos naturales superan los límites establecidos en la legislación, suponiendo este hecho un problema desde el punto de vista radiológico y ambiental. En este estudio se han caracterizado desde el punto de vista físico-químico y radiológico, además de los lixiviados generados en las balsas de fosfoyesos de la ciudad de Huelva, los residuos obtenidos en diferentes etapas de neutralización de los mismos. El objetivo principal es analizar la valorización/inertización de éstos residuos obtenidos en las etapas de neutralización del lixiviado ácido.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se llevó a cabo un proceso optimizado de neutralización secuencial en dos etapas<sup>1</sup>. En la primera etapa se eleva el pH hasta 3.5, mientras que en la segunda se alcanza un pH 12. Para ello se usaron dos reactivos alcalinos,  $\text{Ca(OH)}_2$  y  $\text{CaCO}_3$ .

Tanto los lixiviados obtenidos en las balsas como los residuos generados fueron caracterizados desde el punto de vista físico-químico y radiactivo usando ICP-MS/OES, cromatografía iónica, fluorescencia y difracción de rayos X, espectrometría alfa, gamma y test de lixiviación.

## RESULTADOS

Los lixiviados de fosfoyeso se encuentran enriquecidos en radionucleidos y elementos potencialmente contaminantes, donde la mayoría quedan en el primer residuo sólido como son el Al, Pb, Cr, U y otros como el As se quedan en el segundo residuo obtenido a pH 12. El líquido final obtenido queda con un contenido en metales por debajo de lo que marca la normativa en materia de vertidos, mientras que las concentraciones de radionucleidos son inferiores a las de agua de mar.

Por último, en el proceso de neutralización se forman dos sólidos, uno compuesto mayoritariamente por fluorita ( $\text{CaF}_2$ ) S1 la primera etapa, y en la segunda etapa hidroxiapatita ( $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$ ), S2.

## DISCUSIÓN

En los dos procesos de limpieza se consiguen disminuir las concentraciones de radionucleidos. Sin embargo, hay una mayor precipitación de algunos elementos como As, Cd y U con  $\text{Ca(OH)}_2$  en comparación con  $\text{CaCO}_3$  pero, con  $\text{CaCO}_3$  es posible obtener una concentración de As un 75% menor que en el caso de la neutralización con  $\text{Ca(OH)}_2$ .

En cuanto a los sólidos obtenidos, se ha llevado a cabo un diagnóstico de valorización donde se ha comprobado que es posible utilizar la fluorita (S1) en diversos procesos de fabricación de materiales de construcción (cementos o cerámicas), mientras que la hidroxiapatita (S2) podría ser utilizada como materia prima para la producción de ácido fosfórico<sup>2,3</sup>.

## CONCLUSIONES

El proceso de neutralización secuencial en dos etapas (a pH 3.5 y 12), se ha mostrado efectivo en la reducción de contaminantes potenciales. Además, la concentración final de contaminantes obtenida en el líquido establece todos los requisitos para el vertido a aguas costeras. Por último, en el diagnóstico de valorización de los dos sólidos obtenidos, se ha constatado la posibilidad de su valorización como aditivo o materia prima en otros procesos industriales.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> S.M. PÉREZ-MORENO, C. ROMERO, J.L. GUERRERO, M.J. GÁZQUEZ, J.P. BOLÍVAR, DEVELOPMENT OF A PROCESS FOR THE REMOVAL OF NATURAL RADIONUCLIDES AND OTHER STABLE POLLUTANTS FROM ACID PHOSPHOGYPSUM STACKS LEACHATES, J. ENVIRON. CHEM. ENG. 11 (2023) 109032. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.JECE.2022.109032](https://doi.org/10.1016/j.jece.2022.109032)
- <sup>2</sup> O. DOMINGUEZ, A. TORRES-CASTILLO, L.M. FLORES-VELEZ, R. TORRES, CHARACTERIZATION USING THERMOMECHANICAL AND DIFFERENTIAL THERMAL ANALYSIS OF THE SINTERIZATION OF PORTLAND CLINKER DOPED WITH  $\text{CaF}_2$ , MATER. CHARACT. 61 (2010) 459–466. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.MATCHAR.2010.02.002](https://doi.org/10.1016/j.matchar.2010.02.002)



<sup>3</sup> W.T. LIN, CHARACTERIZATION AND PERMEABILITY OF CEMENT-BASED MATERIALS CONTAINING CALCIUM FLUORIDE SLUDGE, CONSTR. BUILD. MATER. 196 (2019) 564–573. [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.CONBUILDMAT.2018.11.126](https://doi.org/10.1016/j.conbuildmat.2018.11.126)

## ÁREA TEMÁTICA: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

### INFLUENCIA DE LOS EVENTOS DE POLVO AFRICANO EN LOS NIVELES DE RADIONÚCLIDOS EN AEROSOLES DE LA ISLA DE TENERIFE

López Pérez, M. (1); Gordo, E. (2); Hernández Suárez, F. J. (3); Duarte Rodríguez, X. (1); Salazar Carballo, P. Á. (1); González Martín, C. (4); Espósito, F. J. (3); Díaz, J. P. (3); Catalan Acosta, A. (5); Rodríguez Marrero, J. L. (1); Castelló, G. (6); Liger, E. (2)

(1) Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental. Universidad de La Laguna, (2) Grupo de Geoquímica y Radiactividad Ambiental. Universidad de Málaga., (3) Grupo de Observación de La Tierra y La Atmósfera. Universidad de La Laguna., (4) Instituto Universitario de Enfermedades Tropicales y Salud Pública de Canarias. Universidad de La Laguna., (5) Hospital Universitario de Canarias, (6) Servicios Centrales de Apoyo a la Investigación, Universidad de Málaga.

PALABRAS CLAVE: CONTAMINACIÓN ATMOSFÉRICA, RADIONÚCLIDOS, CALIMA.

#### INTRODUCCIÓN

Las Islas Canarias, debido a su proximidad geográfica al continente africano, se ven afectadas con frecuencia por episodios de alta concentración de polvo en suspensión, conocido comúnmente como “calima”. El objetivo de este trabajo es analizar el impacto radiológico de estos episodios de calima en la isla de Tenerife.

#### MATERIAL Y MÉTODO

Las muestras de aerosoles se han obtenido semanalmente entre el 2018 y 2020 mediante una bomba de aspiración de aire de alto flujo (PTI Sampling Station ASS-500) que trabaja a 600 m<sup>3</sup>/h y en la que se emplea un filtro de polipropileno. La bomba se encuentra situada en la isla de Tenerife, a unos 300 m.s.n.m. Las medidas radiométricas de las muestras de aerosoles se han realizado en un espectrómetro gamma de Germanio hiper-puro de alta resolución (Canberra industries Inc.). Las concentraciones de PM10 se han tomado de la Red de Calidad del Aire del Gobierno de Canarias [1].

#### RESULTADOS

En la TABLA 1a se muestran los valores de concentración de los distintos radionúclidos analizados. La concentración promedio PM10 corresponde al valor medio obtenido durante la semana de muestreo y el pico de PM10 al máximo valor alcanzado durante esa semana. Los resultados obtenidos muestran una alta correlación lineal entre el 137Cs, el 40K, el PM10 pico y PM10 (TABLA 1b) confirmando que estos radionúclidos se detectan en semanas con calima.

#### DISCUSIÓN

Las retrotrayectorias calculadas para las 10 semanas en las que se ha detectado 137Cs por encima del límite de detección, indican como origen principal de los aerosoles transportados las zonas de Marruecos, Argelia y el Sáhara (FIGURA 1). En estas semanas, las concentraciones de PM10 sobrepasan el valor límite legal 50 µg/m<sup>3</sup> [2], llegando a alcanzar valores tan altos como 1000 µg/m<sup>3</sup> durante la mayor tormenta registrada que azotó al Archipiélago en febrero de 2020. La presencia de 137Cs en los aerosoles analizados es debido a la dispersión de este isótopo durante las pruebas nucleares realizadas en la atmósfera y/o accidentes nucleares como el de Chernóbil.

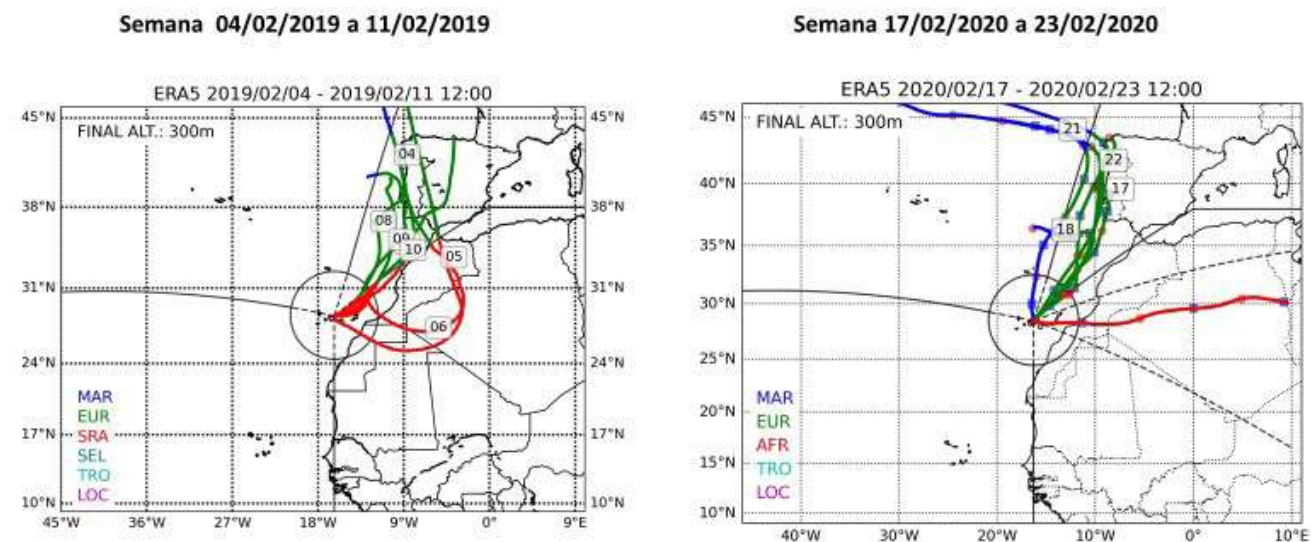




TABLA 1. a. Resultados de los parámetros analizados:  $^7\text{Be}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{40}\text{K}$ ,  $^{210}\text{Pb}$ , Pico  $\text{PM}_{10}$  y  $\text{PM}_{10}$  semanal. b. Resultados estadísticos mostrados en la matriz de correlación de Pearson.

| <b>Tabla 1a</b>                                    |               |                   |                     |                   |                       |                  |
|----------------------------------------------------|---------------|-------------------|---------------------|-------------------|-----------------------|------------------|
|                                                    | N             | Media             | Desviación estándar | Mínimo            | Máximo                |                  |
| $^7\text{Be}$ ( $\text{Bq}/\text{m}^3$ )           | 157           | 4,72E-03          | 1,28E-03            | 1,29E-03          | 7,96E-03              |                  |
| $^{137}\text{Cs}$ ( $\text{Bq}/\text{m}^3$ )       | 10            | 1,24E-06          | 5,57E-07            | 4,96E-07          | 2,17E-06              |                  |
| $^{40}\text{K}$ ( $\text{Bq}/\text{m}^3$ )         | 75            | 2,63E-05          | 2,78E-05            | 7,60E-06          | 1,65E-04              |                  |
| $^{210}\text{Pb}$ ( $\text{Bq}/\text{m}^3$ )       | 157           | 6,14E-04          | 3,73E-04            | 1,45E-04          | 2,31E-03              |                  |
| Pico $\text{PM}_{10}$ ( $\mu\text{g}/\text{m}^3$ ) | 157           | 82                | 141                 | 20                | 1000                  |                  |
| $\text{PM}_{10}$ ( $\mu\text{g}/\text{m}^3$ )      | 157           | 23                | 21                  | 6                 | 182                   |                  |
| <b>Tabla 1b</b>                                    |               |                   |                     |                   |                       |                  |
|                                                    | $^7\text{Be}$ | $^{137}\text{Cs}$ | $^{40}\text{K}$     | $^{210}\text{Pb}$ | Pico $\text{PM}_{10}$ | $\text{PM}_{10}$ |
| $^7\text{Be}$                                      | 1,00          | -0,16             | -0,04               | 0,59              | 0,12                  | 0,21             |
| $^{137}\text{Cs}$                                  | -0,16         | 1,00              | 0,84                | -0,46             | 0,73                  | 0,52             |
| $^{40}\text{K}$                                    | -0,04         | 0,84              | 1,00                | 0,10              | 0,87                  | 0,75             |
| $^{210}\text{Pb}$                                  | 0,59          | -0,46             | 0,10                | 1,00              | 0,25                  | 0,41             |
| Pico $\text{PM}_{10}$                              | 0,12          | 0,73              | 0,87                | 0,25              | 1,00                  | 0,87             |
| $\text{PM}_{10}$                                   | 0,21          | 0,52              | 0,75                | 0,41              | 0,87                  | 1,00             |

FIGURA 1. Retro trayectorias creadas con el modelo HYSPLIT para dos semanas de muestreo.



## CONCLUSIONES

Estos estudios permiten la detección y seguimiento de elementos radiactivos, estimando el riesgo radiológico potencial al que puede estar expuesta la población durante las intrusiones de polvo procedente de África. Las bajas concentraciones de los radionúclidos medidas en la atmósfera de Tenerife durante los episodios de calima no ocasionan modificación apreciable en la dosis efectiva colectiva de la población de la isla.

## AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer al Consejo de Seguridad Nuclear el apoyo proporcionado a la Universidad de La Laguna y la Universidad de Málaga.



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REAL DECRETO 102/2011, DE 28 DE ENERO, RELATIVO A LA MEJORA DE LA CALIDAD DEL AIRE. [2] [HTTPS://WWW3.GOBIERNODECANARIAS.ORG/MEDIOAMBIENTE/CALIDADDELAIRE/INICIO.DO](https://www3.gobiernodecanarias.org/medioambiente/calidaddelaire/inicio.do)

<sup>2</sup> [HTTPS://WWW3.GOBIERNODECANARIAS.ORG/MEDIOAMBIENTE/CALIDADDELAIRE/INICIO.DO](https://www3.gobiernodecanarias.org/medioambiente/calidaddelaire/inicio.do)

# FUTURO PROGRAMA PREOPERACIONAL DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL CORRESPONDIENTE A LA NUEVA PLATAFORMA SURESTE DE RBMA DE EL CABRIL

Belinchón, P. (1); Pinilla Matos, J. L. (2); Alcaide Trenas, E. (1); Davó Martín, D. (1)

(1) ENRESA-SEDE MADRID, (2) ENRESA-C.A. El Cabril

PALABRAS CLAVE: PROGRAMA PREOPERACIONAL DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL, PROGRAMA DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL Y PVRA

## INTRODUCCIÓN

La futura Plataforma Sureste para el almacenamiento de residuos radiactivos de baja y media actividad (RBMA) formará parte de la instalación de almacenamiento del C.A. El Cabril, por lo que los resultados obtenidos durante el PVRA Preoperacional de la misma servirán de base para la nueva plataforma. Asimismo, el PVRA que se establezca para la fase operativa formará parte del PVRA de la instalación.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los caminos de exposición considerados en este programa son los siguientes:

- Aire
- Suelos
- Radiación directa
- Vegetación
- Aguas subterráneas y superficiales
- Sedimentos
- Otros aspectos del medio que pueden incidir en la exposición a la radiación del hombre, tales como caza y pesca.

Los radionúclidos por controlar comprenden aquellos del fondo natural que son especialmente relevantes en la zona del C.A. El Cabril por existir en las zonas mineralizaciones de elementos radiactivos naturales (uranio y torio). Asimismo, deben controlarse los radionúclidos artificiales procedentes del fondo natural debido a las lluvias radiactivas (principalmente Sr-90 y Cs-137) y, en general, todos aquellos que se prevén van a existir en la plataforma Sureste y que resulten relevantes en los cálculos del impacto radiológico potencial de la instalación, en base a su inventario, radiotoxicidad, movilidad, etc. Estos radionúclidos son los mismos que actualmente se consideran en el inventario de la instalación operativa y que se controlan a través de PVRA en vigor.

Por otra parte, debe tenerse en cuenta la existencia de la instalación de almacenamiento en fase operativa que podría interferir en la definición del fondo preoperacional para la nueva plataforma.

La duración de estos programas preoperacionales debe ser de al menos un año para que puedan tener en cuenta las variaciones estacionales.

## RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Actualmente se dispone de información sobre el fondo radiológico del emplazamiento del C.A. El Cabril donde se va a ubicar dicha Plataforma Sureste a partir de los datos registrados en el Preoperacional e histórico de la instalación.

A continuación, se detalla cómo se complementará dicha información para cada una de las vías de exposición con el objeto de conocer específicamente los valores registrados en la futura ubicación:

- Aire, suelos y vegetación: Se define 1 punto de muestreo ubicado al NO de la plataforma, coincidiendo con la dirección predominante de vientos.
- Concentración en alimentos y caza: No se definen nuevos puntos de muestreo.



- c) Radiación directa; se definen 4 puntos de muestreo ubicados en el perímetro de del vallado de la Plataforma (FIGURA 1).

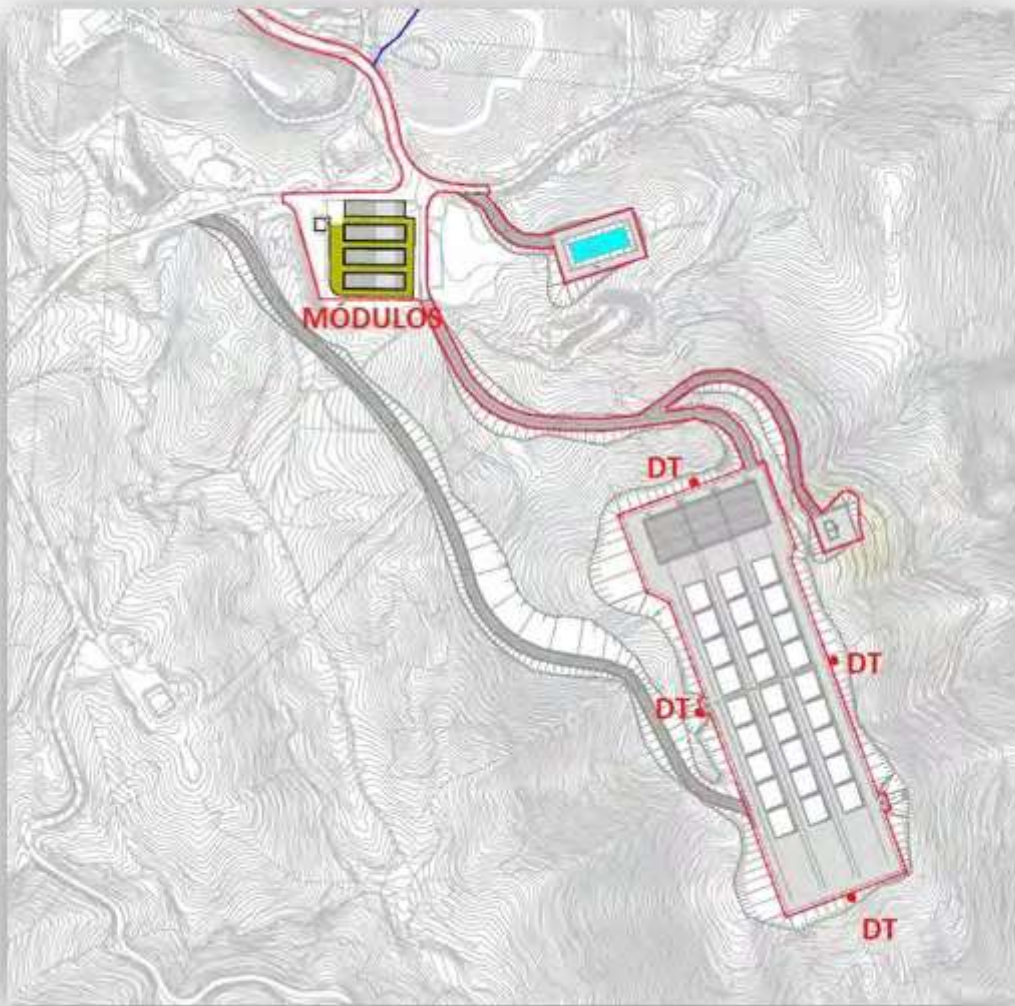
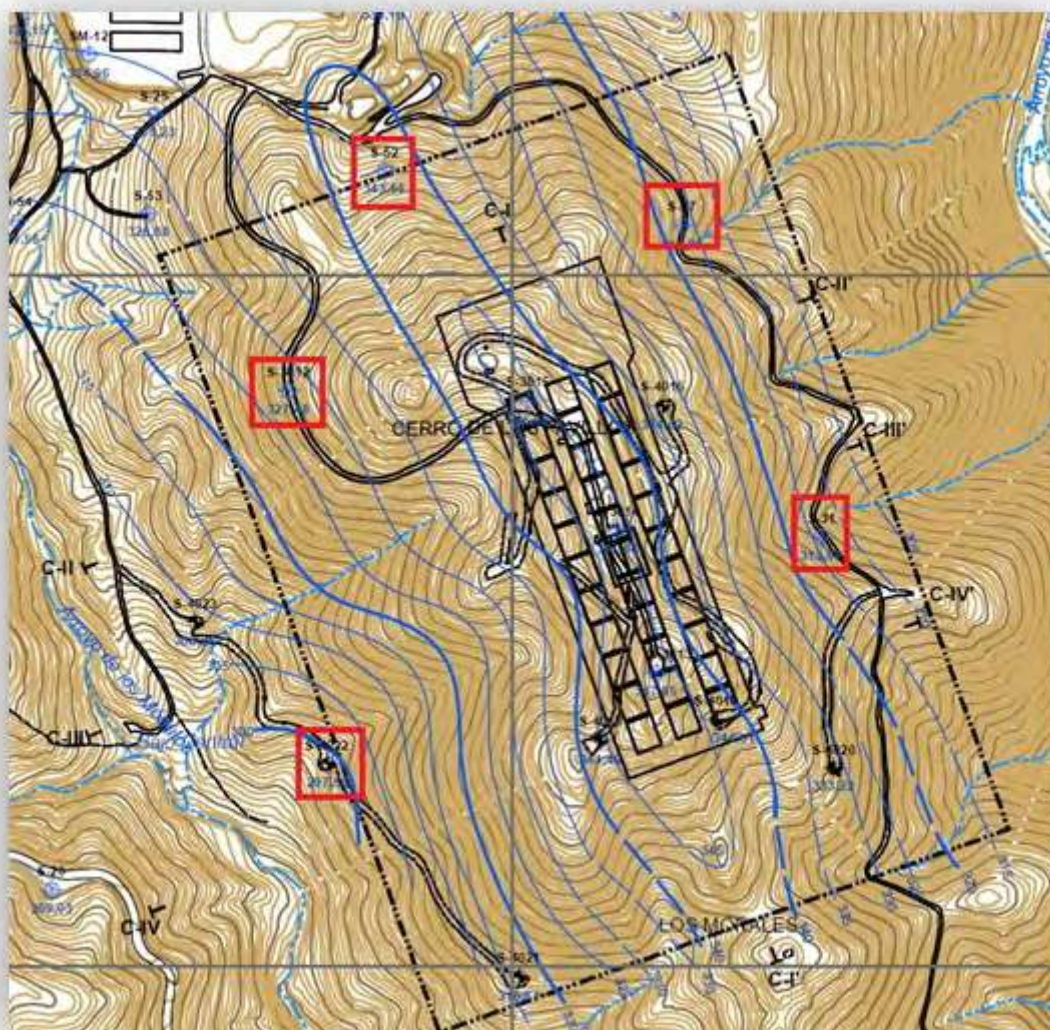


FIGURA 1

- d) Vía agua:
- a) Se define 1 estación adicional de aguas superficiales respecto a los arroyos de la vertiente este de la plataforma.
  - b) Se definen 5 estaciones de aguas subterráneas ubicadas en el perímetro de la Plataforma Sureste, donde, de acuerdo con la piezometría general del área disponible se controlarían las potenciales descargas. Debe indicarse que dichas estaciones (sondeos) se encuentran operativas (figura 2).



e) Sedimentos: Se define 1 estación adicional que coincide con el nuevo punto definido de aguas superficiales.

Herranz Soler, M. (1); Alegria, N. (1); Peñalva Bengoa, I. (1); Muñoz San Martin, J. M. (2); Freire Domingo, A. (1); Céspedes, M. (1); Legarda Ibañez, F. (1)  
(1) UPV/EHU, (2) Gobierno Vasco

## INTRODUCCIÓN

8º CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR | OVIEDO 2023 | RADIACIONES Y ENERGÍA: RETOS DEL FUTURO





y en tiempo real han sido ubicadas junto a estaciones meteorológicas de Euskalmet. Los datos de las estaciones SACER (Servidor Automático de Control de Estaciones Radiológicas) que gestionan todos los datos de las estaciones radiológicas también han sido renovados. Tanto la renovación de las estaciones la Nueva Red de Vigilancia Radiológica de la Comunidad del País Vasco, como la instalación del LVRA (Laboratorio de Vigilancia Radiológica Automática) en la que se ubica el SACER se ha realizado durante el año 2023.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En la fase de diseño, la simulación se llevó a cabo en un programa propio que consideraba el punto de emisión, las condiciones de dispersión y los límites de la Comunidad Autónoma para poder cuantificar cuántas plumas detectarían las estaciones en esas ubicaciones. Tras la colocación de las sondas, se volvieron a realizar las simulaciones para constatar que en esas ubicaciones se podrán detectar las posibles incidencias.

## RESULTADOS

Presentando los principales resultados del trabajo.



Al igual que en las redes de vigilancia cercanas (francesas y alemanas), en las capitales de las provincias se han instalado 2 sondas para poder corroborar los valores en caso de incremento debido a accidente o incidente radiológico. A lo largo del territorio se han instalado otras 5 estaciones (La Cerroja, Iturrieta, Párganos, Ordizia, Arrasate) y están pendientes de instalación 2 más.

## CONCLUSIONES

Texto escueto con las conclusiones (no un resumen).

Se puede concluir que se ha diseñado e instalado la nueva red diseñada en el territorio de la Comunidad Autónoma del País Vasco considerando la posible emisión radiactiva de las Centrales Nucleares españolas y francesas más cercanas (Golfech y Blayais).

---

# CIENCIA CIUDADANA Y RADIATIVIDAD: NUEVA INICIATIVA EN ESPAÑA

Vargas, A. (1); Sanz, F. (2); Tarancon Lafita, A. (3); Grossi, C. (4); Quindos, L. (5); Sala Escarrabill, R. (6); Pérez López, B. (6); Duch, M. A. (1); Castejon, F. (7)

(1) Universitat Politècnica de Catalunya, (2) Fundación Ibercivis, (3) Universidad de Zaragoza, (4) Instituto de Técnicas Energéticas de la UPC, (5) Universidad de Cantabria, (6) CIEMAT, (7) Consejo de Seguridad Nuclear

PALABRAS CLAVE: RADIATIVIDAD AMBIENTAL, CIENCIA CIUDADANA

## INTRODUCCIÓN

La población mundial está expuesta a las fuentes de radiactividad ambiental compuestas principalmente por los radionúclidos primordiales terrestres, la radiación cósmica y por los descendientes del radón en el aire. Los niveles de radiactividad natural en el medio ambiente pueden variar tanto a nivel espacial como temporal, dependiendo de las características físicas del terreno como son el contenido radiactivo de uranio, torio y potasio, y de su humedad. Por su parte, la radiactividad de origen antropogénico



en el medio ambiente puede ser muy variable como consecuencia de accidentes radiológicos y nucleares. Cada estado europeo debe vigilar los niveles de radiactividad ambiental en su territorio para proteger la salud de la población y detectar sus posibles incrementos. España, por medio del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), ha establecido un sistema de redes y programas de vigilancia radiológica ambiental.

En este contexto, la participación de la ciudadanía en medidas masivas puede tener un doble beneficio: incrementar la resolución espacial y temporal de las redes de vigilancia existentes y que la ciudadanía adquiera conocimientos sobre la radiactividad y adquiera criterios para tener una correcta percepción de su riesgo. En algunos países se han puesto en marcha redes de medidas ciudadanas como son Open Radiation ([1], Francia) u Safecast ([2], Japón). En la FIGURA 1 se muestra el ejemplo de las medidas llevadas a cabo por la ciudadanía en Japón, en el accidente de Fukushima y en 2015, mediante el proyecto de ciencia-ciudadana Safecast. En la FIGURA 2 se observa que la densidad de medidas en España es mucho menor que en el resto de Europa, por lo que existe un gran margen para aumentar la implicación de la ciudadanía en este campo.

## MÉTODOS

Para promover las actividades de ciencia ciudadana en cuanto a radiactividad la Universidad de Zaragoza, la Universidad Politécnica de Catalunya, el Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT), la Universidad de Cantabria, la Fundación Ibercivis y el CSN han impulsado una serie de iniciativas. La primera actuación ha sido ponerse en contacto con el Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), responsables de la red francesa OpenRadiation, para llevar a cabo un análisis que permita extender la red de ciencia ciudadana en España.

## CONCLUSIÓN

El grupo de entidades presentado pretende llevar a cabo actividades en el campo de la metrología de la radiactividad, y en el campo de las ciencias sociales, con los objetivos principales de democratizar la ciencia, formar a los ciudadanos/as e incrementar la resolución espacial y temporal de las medidas de radiactividad ambiental en el territorio. Así mismo, la ampliación del grupo con otras instituciones y la obtención de proyectos financiados sería de interés para su consolidación.

FIGURA 1. Evolución de las medidas ciudadanas llevada a cabo en Japón en el accidente de Fukushima y en 2015 (red Safecast).

FIGURA 2. Mapa de todas las medidas de dosis ambiental llevada a cabo en Europa con el proyecto Safecast desde el inicio de la red.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> OPEN RADIATION: [HTTPS://WWW.OPENRADIATION.ORG/EN](https://www.openradiation.org/en)

<sup>2</sup> SAFECAST: [HTTPS://SAFECAST.ORG/](https://safecast.org/)

# PRETRATAMIENTO DE SUELO EN LOS LABORATORIOS DE RADIATIVIDAD AMBIENTAL ESPAÑOLES

Trinidad Ruiz, J. A. (1); Martínez Vivas, P. (1); Ortiz Gómez, A. (1); Castillo Tortosa, F. J. (1); Ozoires Díez, P. (1); Rey del Castillo, C. (1); Simón Cirujano, I. (1)  
(1) Consejo de Seguridad Nuclear

PALABRAS CLAVE: PRETRATAMIENTO, SUELO, RADIATIVIDAD, RADIATIVIDAD AMBIENTAL, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

## INTRODUCCIÓN

Una de las matrices empleadas en la vigilancia radiológica ambiental en España es el suelo, al constituir una vía de exposición, tanto directa como indirecta por transferencia de la radiactividad a los alimentos y el agua, con el objetivo último de estimar el impacto radiológico sobre las personas y el medio ambiente.

Para asegurar la reproducibilidad de los resultados remitidos por los laboratorios, es importante conocer la metodología seguida para el pretratamiento de esta matriz. Con este objetivo, en la intercomparación organizada por el Consejo de Seguridad Nuclear en 2020 se prepararon dos suelos, uno (SUELO 2) con la homogeneización habitual para estos ejercicios y otro (SUELO 1) con un grado de homogeneización inferior. Se solicitó a los laboratorios participantes que realizaran al SUELO 1 el pretratamiento habitual e informaran del método y de las determinaciones en ambos suelos.

Este trabajo presenta los resultados de esta parte de la intercomparación.



## MÉTODOS

Para este trabajo se ha partido de la información facilitada por los laboratorios participantes en la intercomparación, en lo relativo al pretratamiento del SUELO 1.

Se solicitó información específica de cada paso, incluida descripción, peso y, donde aplicara, tiempo, temperatura y luz de malla, y se homogeneizaron los datos para facilitar el análisis posterior, que ha consistido en la comparación de la metodología seguida por los laboratorios y la comparación de los resultados obtenidos en ambos suelos.

## RESULTADOS

Con la información proporcionada por los laboratorios se han generado las siguientes tablas, que muestran de una manera ordenada los diferentes pasos seguidos, las características de los mismos y la comparación de suelos:

- Resumen por etapas.
- Resumen por análisis.
- Resumen por técnicas del pretratamiento, con los datos específicos solicitados.
- Resumen por etapas incluyendo los pesos.
- Comparación entre SUELO 1 y SUELO 2.

## DISCUSIÓN

Este trabajo muestra la heterogeneidad en la metodología seguida por los laboratorios para el pretratamiento del suelo, entendiendo por pretratamiento los pasos previos al inicio de los diferentes análisis llevados a cabo sobre esta matriz.

Las características de las etapas son las habituales esperadas, en cuanto a tiempos, temperaturas y luz de malla, con algunas diferencias reseñables.

En cuanto a la comparación entre el SUELO 1 y el SUELO 2, se ha mostrado una mayor dispersión en los resultados del primero, esperada por la diferente homogeneización.

## CONCLUSIONES

El estudio realizado en este trabajo ha permitido comparar la metodología empleada por los laboratorios españoles en el pretratamiento de las muestras de suelo.

Se ha observado una gran heterogeneidad en la metodología seguida, si bien las diferencias en los resultados del SUELO 1 (homogeneización simple) y el SUELO 2 (homogeneización completa) pueden achacarse precisamente a la diferente homogeneización, no observándose, en general, grandes diferencias en función de la metodología del pretratamiento.

No obstante, el estudio permitirá homogeneizar el tratamiento de las muestras de suelo antes de realizar las determinaciones requeridas.

---

# CONTROL RADIOLÓGICO DEL AGUA SUBTERRÁNEA EN EL ENTORNO DE UNA CENTRAL NUCLEAR: ANÁLISIS DE LÍMITES DE DETECCIÓN Y MÉTODOS

Petisco-Ferrero, S. (1); IDOETA HERNANDORENA, R. (2); Rozas, S. (3); Olondo Castro, C. (4); Herranz, M. (1)

(1) UPV/EHU, (2) Escuela de Ingeniería de Bilbao, UPV/EHU, (3) Escuela de Ingeniería de Bilbao, Universidad del País Vasco, UPV/EHU, (4) Facultad de Ingeniería Bilbao

## INTRODUCCIÓN

La vigilancia radiológica en el entorno de una central nuclear es un proceso dinámico que evoluciona con la vida de esta, tanto por los objetivos que se persiguen como por la naturaleza de los radionucleidos que se estudian. De los distintos compartimentos ambientales que se evalúan, el agua subterránea merece gran atención por su capacidad de transferencia de radionucleidos a otros compartimentos y a largas distancias, mediante complejos flujos hidrogeológicos.

Existe legislación (p. e. OMS) en cuanto a la dosis máxima que puede recibir una persona en caso de ingerir agua contaminada. A partir de este valor, se define una concentración de actividad máxima para determinados radionucleidos, muchos de ellos



naturales, que permite su calificación para consumo y los límites de detección (LD) que deben conseguirse en la determinación de estos radionucleidos. Dichos valores alcanzan rango de norma internacional y existen en el cuerpo legislativo de diferentes países.

Hasta el momento, esta normalización sólo se ha desarrollado para el agua para consumo humano, por lo que todos aquellos usos distintos están a falta de una normalización equivalente. Este trabajo pretende contribuir al debate sobre los límites de detección a alcanzar cuando se trata de agua potencialmente impactada por el funcionamiento y, sobre todo, el desmantelamiento de una instalación nuclear, así como realizar consideraciones sobre los métodos de determinación a emplear para poder alcanzar estos LD.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se realiza un análisis de los distintos radionucleidos que pueden terminar en las aguas subterráneas existentes en el entorno de una central nuclear de agua ligera, incluyendo su vida útil y su desmantelamiento. A continuación, y asumiendo el peor escenario en cuanto a dosis recibida por el público debido a la presencia de radionucleidos en aguas subterráneas, se considera que, si esta es ingerida por los seres humanos, a razón de 2 L/adulto y día, la dosis efectiva derivada siempre era menor de 0,1 mSv/año. Este valor es consistente con el requerido por el CSN y más restrictivo que los 0,25 mSv/año considerados en el NUREG 1757. Finalmente, siguiendo el procedimiento descrito por la OMS, se establecen los valores de los LD que se deben alcanzar al realizar las determinaciones de estos radionucleidos.

## RESULTADOS

Como resultado se presenta una tabla en la que se recoge la relación genérica de radionucleidos esperados en el agua subterránea según la etapa de la vida de la central nuclear, el correspondiente LD propuesto para ser alcanzado en cada uno de ellos, así como el método recomendado, el volumen de muestra y el tiempo de contaje necesarios para que se alcance dicho LD.

## CONCLUSIONES

Con esta propuesta se llega a la conclusión de que la gran mayoría de los radionucleidos que se deben determinar a lo largo de la vida útil de una central nuclear en las aguas subterráneas pueden ser determinados utilizando métodos radiométricos convencionales. Tan solo algunos radionucleidos requerirán bien el uso de técnicas más sofisticadas o bien el uso de factores de correlación.

---

# LA ORGANIZACIÓN CENTRAL DE RESPUESTA DE EMERGENCIA DE ENRESA MADRID

Cuevas, P. (1); Juliá Castro, J. L. (2); Alcaide Trenas, E. (2)

(1) Enresa Madrid, (2) UTPR Enresa Madrid

PALABRAS CLAVE: EMERGENCIAS

La Unidad Técnica de Protección Radiológica de Enresa forma parte de la Organización Central de Respuestas en Emergencias de la Sede Central de Madrid, siguiendo de guía la IS-44 al no ser una Instalación Nuclear. Asimismo, se ocupa de la definición del Centro de Respuesta en emergencia (CRE) de la Sede de Enresa y del mantenimiento y la actualización del mismo.

La UTPR imparte de manera periódica formación sobre el Plan de Contingencias en transporte, la actuación de Enresa en el PLABEN y la activación de la organización central de respuesta tanto al personal de entrada al retén como de reciclaje a los integrantes de la organización.

La Organización Central de Respuesta de Enresa en emergencias actúa como centro de apoyo en caso de emergencias en las propias Instalaciones de Enresa y como centro de respuesta de la emergencia en caso de accidentes que puedan ocurrir durante el transporte de los residuos radiactivos, funciones que se le encomienda en el Plan Básico de Emergencia Nuclear y en las recogidas en la Directriz Básica ante el riesgo radiológico.

La UTPR de Enresa forma parte de dicha organización dentro del Grupo del retén, asistiendo a los simulacros previstos por el CSN como apoyo desde el Centro de Respuesta de Emergencias de Enresa Madrid, así como a otros simulacros realizados por Protección Civil de manera presencial. También asiste a las Estaciones de Clasificación y Descontaminación, establecidas en los procedimientos de Protección Civil, para asesorar como sería la gestión de los residuos radiactivos que se puedan generar durante los posibles accidentes, elaborando para ello informes sobre el estado de dichas Estaciones para la mejora y conservación de estas.

La UTPR tiene entre sus funciones la actuación directa en emergencias de transportes, en las actividades de Enresa y exteriores, definiendo y requiriendo, si fuera necesario, el soporte exterior de medida, análisis y descontaminación necesario, teniendo como apoyos externos el Servicio de Apoyo en Emergencias, así como un Laboratorio de Análisis de Emergencias.





Además, la UTPR de Enresa comprueba de manera semestral y en caso de modificaciones y mejoras en la sala de emergencias el correcto funcionamiento de esta en cuanto a las comunicaciones, el material necesario para posibles actuaciones.



## CAPACIDADES NACIONALES PARA LA RESPUESTA SANITARIA Y LA DOSIMETRÍA EN EMERGENCIAS NUCLEARES Y RADIOLÓGICAS

Gallego Díaz, E. (1); Montoro Pastor, A. (2)

(1) Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Universidad Politécnica de Madrid., (2) Hospital Universitario y Politécnico La Fe

**PALABRAS CLAVE:** EMERGENCIAS NUCLEARES Y RADIOLÓGICAS. RESPUESTA MÉDICA. DOSIMETRÍA EN EMERGENCIAS.

### INTRODUCCIÓN

Organizada por la SEPR, el 16 de junio de 2022 se celebró la jornada “Capacidades nacionales para la respuesta sanitaria y dosimetría clínica, biológica y física en emergencias nucleares y radiológicas” en la E.T.S. de Ingenieros Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid. La Jornada contó también con la colaboración del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia y el Consejo de Seguridad Nuclear. Entre el casi centenar de asistentes presencialmente y online, estaban representados el organismo regulador, servicios y unidades de protección radiológica, servicios de dosimetría personal y de dosimetría biológica, laboratorios de vigilancia radiológica ambiental y el propio personal de intervención, como bomberos, médicos, etc. Este carácter multidisciplinar otorgó a las sesiones de la jornada y a las discusiones mantenidas, un gran valor desde el punto de vista técnico.

### MÉTODOS Y CONCLUSIONES

La jornada se desarrolló en dos sesiones con formato de conferencia invitada seguida por una mesa redonda con presentaciones a cargo de expertos y posterior coloquio, analizando con los participantes las capacidades y recursos disponibles en España y en los países de nuestro entorno.

La primera sesión se dedicó a la respuesta sanitaria en emergencias radiológicas y nucleares. Desde esa perspectiva, la disponibilidad de contramedidas efectivas para proteger a los afectados y evitar la aparición de efectos nocivos para la salud causados por la radiación podría incluir el uso de radioprotectores, radiomitigadores y métodos para tratar a las personas contaminadas, entre otros. La coordinación de los agentes implicados es crítica para poder gestionar y reconducir la situación a la normalidad, para informar de forma clara e inequívoca a la población (evitando que circule información contradictoria) y para prestar una adecuada atención sanitaria a los afectados. Debe disponerse de protocolos nacionales que aseguren una óptima respuesta en cuanto al uso de los recursos y la calidad de la asistencia prestada. Asimismo, el conocimiento por parte de los expertos y de la población general de las capacidades, recursos y herramientas disponibles y su organización es muy importante para mejorar la respuesta. Es necesario fomentar la formación e información, considerando las posibles estrategias e iniciativas a implantar.

La segunda sesión se centró en las capacidades disponibles para evaluar la dosis recibida por los afectados, tanto por exposición externa como por contaminación interna. Las redes fijas de vigilancia radiológica ambiental pueden ayudar, pero en general las evaluaciones dosimétricas tendrían que estar respaldadas por sistemas móviles de caracterización, entre ellos nuevos desarrollos que utilizan drones, el uso de dosímetros individuales cuando estén disponibles y la realización de análisis de contaminación interna o de dosimetría biológica en aquellos casos que lo precisen. En ocasiones puede ser necesaria la reconstrucción de la dosis, a partir del modelado de la exposición y el uso de diferentes herramientas, desde detectores de radiación al análisis de biomarcadores



de exposición. Todo ello es fundamental tanto para una evaluación clínica inicial de los afectados como para determinar medidas de seguimiento y control de los mismos.

Se espera que las conclusiones permitan identificar posibles oportunidades de mejora.

## PARTICIPACIÓN DE UN LABORATORIO DE RADIATIVIDAD AMBIENTAL EN SIMULACROS DE EMERGENCIAS RADIATIVAS

Sáez Muñoz, M. (1); Ordóñez Ródenas, J. (2); Ballesteros Pascual, L. (3); Ortiz Moragón, J. (3); Martorell Alsina, S. (3)

(1) Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Universidad Politécnica de Valencia, (2) Grupo MEDASEGI Universidad Politécnica de Valencia

PALABRAS CLAVE: EMERGENCIAS, SIMULACRO, RADIATIVO, AMBIENTAL

### INTRODUCCIÓN

El Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universitat Politècnica de València (LRA-UPV), participa como laboratorio de apoyo en caso de emergencia radiológica en coordinación con la Agencia Valenciana de Seguridad y Respuesta a Emergencias (AVSRE) de la Generalitat Valenciana dentro del Plan Especial ante el Riesgo Radiológico (PERR) de la Comunitat Valenciana (DECRETO 114/2013). Con dicho objetivo, el LRA-UPV está desarrollando procedimientos rápidos para identificar y cuantificar los posibles radionucleidos dispersados por el medioambiente en el menor tiempo posible gracias a convenios de colaboración con la AVRSE. La eficiencia de estos protocolos está siendo evaluada con la participación del laboratorio en simulacros de emergencias radiactivas organizados por la agencia en los últimos años.

### DESARROLLO EXPERIMENTAL

El simulacro realizado en 2021 consistió en la evaluación de la contaminación presente en una muestra de agua preparada por una empresa externa a la que se añadieron diferentes isótopos emisores beta y gamma. En dicho simulacro se activaron los protocolos de recepción de muestras contaminadas en la instalación radiactiva (2ª categoría) para la manipulación y el almacenamiento de isótopos radiactivos no encapsulados (IRA 1276). Tras una evaluación inicial con monitor de contaminación, se preparó la muestra para la medida rápida por espectrometría gamma, y para la medida directa por centelleo líquido. El laboratorio disponía de una caracterización previa del detector por códigos Montecarlo y la calibración de los equipos para la medida de la actividad alfa total y beta total. De esta forma, se identificaron los principales radionucleidos emisores betas y gammas presentes en el agua y su actividad.

El escenario en 2022 formó parte de un gran simulacro llevado a cabo en un polígono industrial de Almussafes (Valencia) y en el que intervino también el Consejo de Seguridad Nuclear. En él se simuló un accidente durante el transporte de combustible nuclear desde Juzbado hasta Cofrentes. El laboratorio recibió muestras de frotis, suelo y vegetación asociada de los alrededores del accidente para su análisis. Todas ellas se prepararon para la medida por espectrometría gamma y para la determinación de la actividad alfa total y beta total por contador proporcional, siendo necesario en el caso de la vegetación, aplicar un procedimiento de calcinación rápida para reducir el volumen de la muestra y concentrar la posible contaminación. En este caso, las muestras no presentaron actividad superior al fondo natural de la zona.

En ambos casos el laboratorio emitió informes periódicos a la Sala de Emergencias de la Generalitat Valenciana, a las 6 horas, 24 horas o 48 horas, para informar de la contaminación de las muestras.

### RESULTADOS Y CONCLUSIONES

La participación del LRA-UPV en los diferentes simulacros de emergencias radiactivas organizados por la AVSRE de la Generalitat Valenciana ha permitido comprobar la eficiencia de los protocolos desarrollados y también detectar carencias y subsanar aquellos errores detectados durante los ejercicios. Así, las lecciones aprendidas durante los simulacros permitirán al laboratorio estar mejor preparado en caso de una emergencia real.



## ÁREA TEMÁTICA: GESTIÓN DE RESIDUOS Y DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES

# CÁLCULO DE DOSIS EFECTIVA POR INCORPORACIÓN DEBIDA A LA DESCARGA DIRECTA DE EFLUENTES RADIATIVOS LÍQUIDOS

Llamas Martínez, P. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Mancha Mateos, P. J. (1)

(1) Hospital Universitario de Badajoz

### INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

En numerosos procedimientos de medicina nuclear, los pacientes inyectados deben orinar antes de la exploración. En este trabajo se estima la dosis efectiva incorporada por el público debida a la descarga directa de efluentes radiactivos (orina) en un año en el Hospital Universitario de Badajoz (HUB). Esta cantidad no debe superar la restricción de dosis de 0,1 mSv[1], derivada de los límites de incorporación anual.

### MATERIALES Y MÉTODO

En primer lugar, se han obtenido las actividades suministradas de los isótopos usados para el diagnóstico durante un año,  $A_{0,i}$ , suministradas por la unidad de radiofarmacia. Estos valores se han multiplicado por la fracción de eliminación\*,  $f_{r,i}$ , que estima el tanto por uno de actividad que es excretada por la orina antes de abandonar el centro sanitario, de manera que obtengamos la actividad evacuada a la red.

Seguidamente, se ha calculado la concentración de actividad por litro a la salida de la red del hospital dividiendo la actividad evacuada entre el caudal de salida de agua anual,  $C$ , (87 301 000 litros en 2019). Esta cantidad se multiplica por la tasa de ingestión anual para un individuo adulto (600 litros) y por el factor de decaimiento,  $f_d$ , para cada isótopo. Por último, para obtener la dosis efectiva incorporada,  $H$ , se multiplica el valor anterior por el coeficiente de dosis efectiva[1],  $h_i$ .

$$H = \sum \left( \frac{A_{0,i} (Bq)}{C} \cdot f_{r,i} \cdot h_i \cdot f_d \cdot 600 l \right)$$

En la siguiente tabla, se muestran los factores utilizados en el cálculo.

| Isótopo                       | <sup>99m</sup> Tc     | <sup>67</sup> Ga       | <sup>123</sup> I      | <sup>111</sup> In     | <sup>75</sup> Se      |
|-------------------------------|-----------------------|------------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Actividad (GBq)               | 2,98·10 <sup>3</sup>  | 1,56·10 <sup>1</sup>   | 6,18·10 <sup>1</sup>  | 6,39·10 <sup>-1</sup> | 3,60·10 <sup>-3</sup> |
| T <sub>1/2</sub> (horas)      | 6,02                  | 78,24                  | 13,20                 | 67,92                 | 2880                  |
| Fracción de eliminación       | 0,1                   | 0,7                    | 0,2                   | 0,3                   | 0,9                   |
| Coeficiente de dosis efectiva | 2,2·10 <sup>-11</sup> | 1,90·10 <sup>-10</sup> | 2,1·10 <sup>-10</sup> | 2,9·10 <sup>-10</sup> | 2,6·10 <sup>-9</sup>  |

\*Los factores de eliminación del <sup>67</sup>Ga, <sup>111</sup>In, <sup>75</sup>Se han sido obtenidos de [2], los del <sup>99m</sup>Tc y <sup>123</sup>I han sido calculados resolviendo el modelo compartimental.

### RESULTADOS

Los valores de dosis efectiva calculados para cada isótopo y la suma de todos ellos se encuentran recogidos en la siguiente tabla:

| Isótopo            | <sup>99m</sup> Tc | <sup>67</sup> Ga | <sup>123</sup> I | <sup>111</sup> In | <sup>75</sup> Se |
|--------------------|-------------------|------------------|------------------|-------------------|------------------|
| H (mSv/año)        | 0,036             | 0,014            | 0,016            | 0,000             | 0,000            |
| H <sub>Total</sub> | 0,066 mSv         |                  |                  |                   |                  |

### CONCLUSIÓN

Como puede verse, la dosis efectiva por incorporación que se ha calculado es menor que la restricción de dosis considerado.



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REAL DECRETO 1029/2022, DE 20 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN DE LA SALUD CONTRA LOS RIESGOS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A LAS RADIACIONES IONIZANTES.

<sup>2</sup> GÓMEZ MC, GARCÍA NF, SALVADOR LMR, SÁNCHEZ MS. GRUPO DE EFLUENTES DEL FORO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO HOSPITALARIA INFORME DE ACTIVIDADES.

# APLICACIÓN DEL MODELO COMPARTIMENTAL PARA EL CÁLCULO DE LOS FACTORES DE ELIMINACIÓN DEL YODO Y EL TECNECIO SISTÉMICO

Llamas Martínez, P. (1); Trinidad Fernández, M. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Mancha Mateos, P. J. (1); Delgado Aparicio, J. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Badajoz

PALABRAS CLAVE: EFLUENTES; TECNECIO; IODO; RESIDUOS; MODELO COMPARTIMENTAL;

## INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

En determinados estudios diagnósticos de medicina nuclear, los pacientes inyectados con radioisótopos orinan antes de realizar la exploración. Es práctica extendida en las instalaciones de medicina nuclear que estos residuos se eliminen directamente a la red de alcantarillado mediante descargas no controladas. Para calcular las dosis efectivas incorporadas es necesario aplicar el factor de eliminación (porcentaje estimado de la actividad que se elimina a través de la orina durante el tiempo de captación del radiofármaco). Los valores consultados en la bibliografía [1] suelen corresponder al porcentaje de eliminación total y no al porcentaje de eliminación en el tiempo de captación (entre una y dos horas, habitualmente). En este trabajo, se realiza un cálculo más ajustado mediante la aplicación del modelo compartimental para los isótopos más usados en medicina nuclear, lo que nos permitirá estimar las dosis efectivas incorporadas con mayor exactitud.

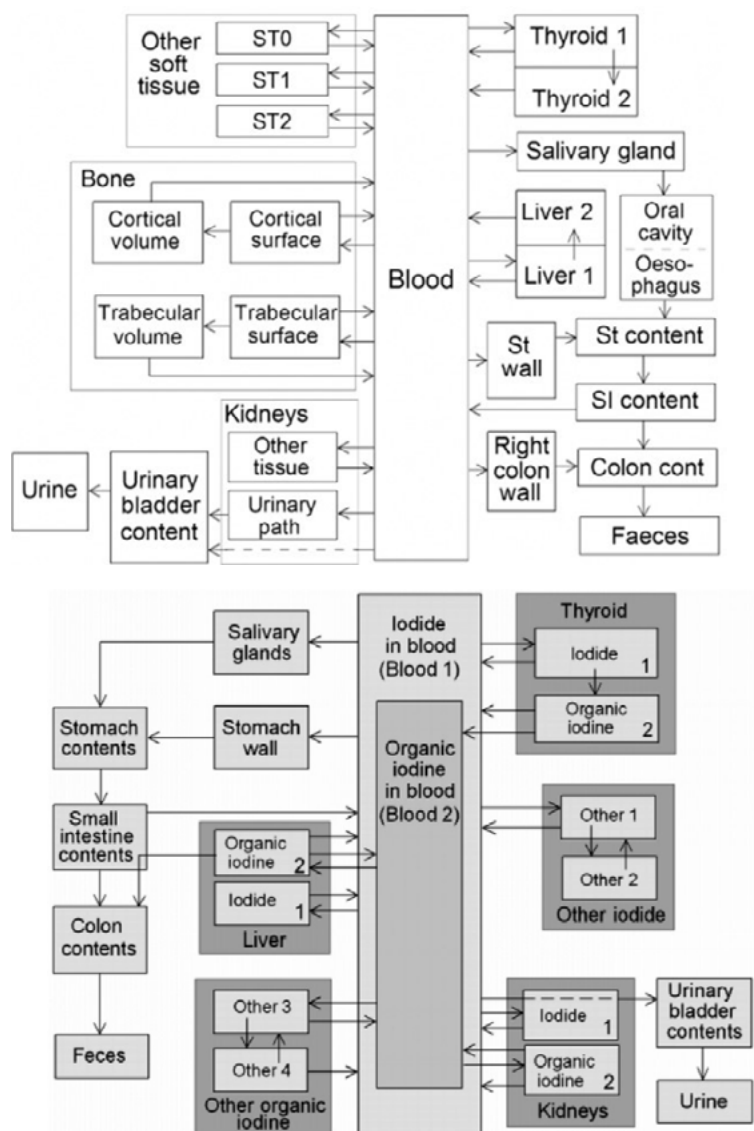
## MATERIAL Y MÉTODO

Para estimar la actividad eliminada mediante la orina, se ha calculado el porcentaje de actividad acumulada en la vejiga durante el tiempo de captación (2 horas) aplicando el modelo compartimental definido por la ICRP para el yodo [2] (válido para el <sup>123</sup>I y el <sup>131</sup>I) y el tecnecio sistémico [3] (que asumimos válido para el <sup>99m</sup>Tc). El sistema de ecuaciones diferenciales del modelo fue programado para su resolución en MATLAB (versión 9.6.0., R2019a). Los factores de transmisión entre compartimentos se obtuvieron de las mismas fuentes.

El programa desarrollado permite variar la vía de acceso (oral o en sangre) en función de cómo se administre el fármaco y la captación en tiroides para el yodo (alta captación, media o nula). Además, tiene en cuenta la desintegración del isótopo en el intervalo de tiempo considerado.



Para validar el programa, se han comparado los datos de actividad acumulada en vejiga en 24 horas proporcionados por la ICRP-134, en su anexo electrónico, con los obtenidos por nuestro programa.



## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos:

| Isótopo | Factor de eliminación según referencia [1] | Factor de eliminación (2 horas) calculado |
|---------|--------------------------------------------|-------------------------------------------|
| 99m-Tc  | 30%                                        | 3,96%                                     |
| 131-I   | 70%                                        | 9,7%                                      |
| 123-I   | 70%                                        | 16,10%                                    |

Como puede verse en la tabla, los factores usados habitualmente en estos cálculos están sobreestimados, al no considerar tiempos de captación del orden de 2 horas, que son los habituales en la práctica clínica.

En cuanto a la comparación con los datos de 24 horas, los resultados han sido los siguientes:

| Isótopo | Factor de eliminación 24 horas (ICRP-134) [2] | Factor de eliminación (24 horas) calculado |
|---------|-----------------------------------------------|--------------------------------------------|
| 99m-Tc  | 1,4%                                          | 1,4%                                       |
| 131-I   | 18,0%                                         | 18,0%                                      |
| 123-I   | 59,0%                                         | 59,1%                                      |



## CONCLUSIÓN

El programa desarrollado para resolver el modelo compartimental para el tecnecio sistémico y el yodo, permite estimar los factores de eliminación en distintos escenarios y en rangos de tiempo del orden de los tiempos de captación, obteniéndose resultados más realistas que los habitualmente utilizados en la bibliografía.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> CHAPEL, M., FERRER, N., RAMOS, L., & SÁNCHEZ, M. (2002). GRUPO DE EFLUENTES DEL FORO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO HOSPITALARIO. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. MADRID.
- <sup>2</sup> PAQUET, F., BAILEY, M. R., LEGGETT, R. W., LIPSZTEIN, J., FELL, T. P., SMITH, T., ... & HARRISON, J. D. (2016). ICRP PUBLICATION 134: OCCUPATIONAL INTAKES OF RADIONUCLIDES: PART 2. ANNALS OF THE ICRP
- <sup>3</sup> MATSSON, S., JOHANSSON, L., LEIDE SVEGBORN, S., LINIECKI, J., NOSSKE, D., RIKLUND, K. Å., ... & VALIND, S. (2015). ICRP PUBLICATION 128: RADIATION DOSE TO PATIENTS FROM RADIOPHARMACEUTICALS: A COMPENDIUM OF CURRENT INFORMATION RELATED TO FREQUENTLY USED SUBSTANCES. ANNALS OF THE ICRP

# DESMONTAJE Y TRASLADO POR PARTE DE LA UTPR DE ENRESA MADRID DE UN CABEZAL DE COBALTOTERAPIA EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS (TENERIFE)

Cuevas Cortiguera, P. (1); Fernandez Sanchez, V. M. (2); Fernandez Sanchez, A. (2); Alcaide Trenas, E. (2)  
(1) Enresa Madrid, (2) UTPR Enresa Madrid

PALABRAS CLAVE: CABEZAL, COBALTOTERAPIA.

La Unidad Técnica de Protección Radiológica de Enresa, dentro de las actividades englobadas en el RD 1836/1999, Reglamento de Instalaciones Nucleares y Radiactivas y el RD 102/2014, para la gestión responsable y segura del combustible nuclear gastado y los residuos radiactivos, incluye, entre muchas otras, el control radiológico durante el desmontaje de los cabezales de cobaltoterapia y su posterior traslado al C.A. de El Cabril.

Los equipos cobaltoterapia consisten en unidades con una fuente incorporada de Co-60 de alta actividad en su cabezal para tratamientos contra el cáncer, entregando una dosis prefijada de radiación en un volumen bien definido del cuerpo. Estos equipos han ido desapareciendo del uso en medicina debido a la irrupción de los aceleradores, siendo el principal motivo de este cambio la emisión de radiación por parte del equipo (la fuente) de manera constante.

Estos equipos se componen de la fuente, del cabezal donde se encuentra incorporada dicha fuente, del Gantry y de las modificaciones del haz. Los cabezales al ser la parte que incorporan la fuente de Co-60 se deben de desmontar y gestionar como residuo radiactivo cuyo transporte hasta el centro de almacenamiento de El Cabril se debe autorizar bajo arreglo especial, mediante resolución del MITERD a través de la Dirección General de Política Energética y Minas.

Los cabezales están compuestos de un dispositivo de entrada y salida de la fuente, así como de un sistema de colimación. Algunos cabezales, además, tienen la particularidad de contener uranio empobrecido debido a su capacidad de blindaje para la fuente e incluso algunos colimadores también tienen en su composición dicho isótopo. Este uranio es considerado material nuclear por lo que debe gestionarse como residuo radiactivo e inventariarse como tal. Otros cabezales contienen Tungsteno o Plomo.

A mediados de noviembre la UTPR de Enresa estuvo presente durante el desmontaje de un cabezal de cobaltoterapia en la unidad de medicina nuclear del Hospital Universitario de Canarias, en Tenerife de la marca "THERATRON PHOENIX", que incorporaba una fuente de Co-60 de 22,3 TBq en fecha de transporte. Dicho cabezal tenía un peso de 2000 kg, por lo que el desmontaje se tuvo que realizar de manera preventiva siguiendo tanto las normas establecidas por PR como por PRL.

El proceso del desmontaje se realizó por parte de una empresa especializada en unidades de cobaltoterapia, y se llevó a cabo con la correspondiente vigilancia radiológica de la operación, siendo el personal controlado dosimétricamente por el personal de la UTPR, así como se realizaron medidas de radiación y contaminación (de manera preventiva) durante el proceso y posterior traslado del equipo al Centro de Almacenamiento de El Cabril.

El cabezal fue custodiado por los técnicos de la UTPR en transporte marítimo y por carretera hasta el C.A. El Cabril en Córdoba, siendo autorizado y supervisado dichos trabajos por el CSN, organismo regulador en España. Las dosis recibidas durante los trabajos fueron las de fondo, siendo la dosis colectiva muy por debajo de los valores de nivel de registro.





## ACTUACIÓN DE PR EN EL VENTEO DE FUENTES DE KR-85

Cuevas, P. (1); Alcaide Trenas, E. (2); Fernandez Sanchez, A. (2); Fernandez Sanchez, V. M. (2); Juliá Castro, J. L. (2)  
(1) Enresa Madrid, (2) UTPR Enresa Madrid

PALABRAS CLAVE: VENTEO, KR-85

### INTRODUCCIÓN

La Unidad Técnica de Protección Radiológica está autorizada por el CSN, para realizar el venteo de fuentes de Kr-85 a la atmósfera mediante Resolución de la Dirección General de Política Energética y Minas.

Las fuentes de Kr-85 se utilizan en la industria para la medida de espesores de diferentes materiales por transmisión, además de controlar automáticamente los dispositivos que gobiernan el proceso de fabricación. Se tratan de fuentes gaseosas con actividades del orden de centenas de Megabequerelios, donde el Kr-85 es un gas noble con un período de semidesintegración de 10 años, consistiendo en un emisor beta con una energía media de 0,251 MeV y una gamma con energía de 0,514 MeV, aunque con rendimiento de desintegración bajo (0,43%).

Estas fuentes una vez que quedan fuera de uso se pueden gestionar de manera controlada evacuando el gas a la atmósfera siendo autorizada por el CSN una emisión máxima de 37 GBq.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La UTPR realiza el venteo controlado de dichas fuentes a través de una unidad móvil equipada con un sistema de extracción que consta de una chimenea y una aspiradora equipada con filtros y una celda de venteo controlada 0,26 m<sup>3</sup> de volumen.

### RESULTADOS

La actividad de venteo consiste una vez autorizada la descarga a la atmósfera por el Organismo Regulador, en el traslado de la unidad móvil al C.A. El Cabril donde se encuentran las fuentes almacenadas para su posterior venteo, siendo retiradas de su blindaje por los técnicos de la UTPR y posteriormente "pinchadas" en la celda de venteo. Toda la unidad móvil y sistema de venteo lleva control teledosimétrico, así como dosimetría personal tanto de solapa como de extremidades para los técnicos que manipulan las fuentes.

Una vez finalizado el venteo tras quedar la fuente en condiciones de fondo, se calcula la actividad residual indicando un límite de 1E+04 Bq que en caso de superarse debería de gestionarse como residuo radiactivo.



## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

A finales del mes de marzo del año 2022 la UTPR realizó dicha actividad por última vez, venteando un total de 156 fuentes y 3 pararrayos radiactivos, quedando todas ellas por debajo de los límites de exención anteriormente indicados.



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> AUTORIZACIÓN UTPR ENRESA CSN VENTEO KR-85

<sup>2</sup> ESTUDIO KR-85

# OPTIMIZACIÓN DE LA GESTIÓN DEL RESIDUO LÍQUIDO RADIATIVO EN MEDIO SANITARIO MEDIANTE EL USO DE UNA BOMBA PERISTÁLTICA INDUSTRIAL

Sebastián Segura, M. Á. (1); Beltran Vilagrasa, M. (2); Sánchez Artuñedo, D. (1)

(1) Hospital Universitario Valle de Hebrón

PALABRAS CLAVE: RESIDUO LÍQUIDO RADIATIVO, GESTIÓN DE RESIDUOS RADIATIVOS, EMISIÓN DE EFLUENTES LÍQUIDOS

## INTRODUCCIÓN

Los pacientes tratados con radiofármacos generan orina contaminada que el Servicio de Protección Radiológica debe gestionar como residuo líquido radiactivo (RL). En nuestro centro, toda la orina contaminada se recoge automáticamente, la que contiene I-131 se gestiona mediante depósitos de orina específicamente diseñados. La orina contaminada con Lu-177, debido a la presencia de Lu-177m, se almacena en bidones de 150 l donde decae. Los tratamientos con Lu-177 han aumentado significativamente haciendo necesario la optimización de la gestión del RL que generan.

Se presenta cómo la incorporación de una bomba peristáltica permite realizar la evacuación diluyendo el RL contaminado con Lu-177. Este método permite cumplir los requerimientos legales de concentración de actividad evacuada [1,2] y acortar los tiempos de almacenaje

## MATERIALES Y MÉTODOS

Cada bidón acumula la orina generada en 15 tratamientos con 7400 MBq de Lu-177, se supone un 0.05 % de Lu-177m (3.7 MBq). La fracción de radionúclido eliminada por orina es de 60%.



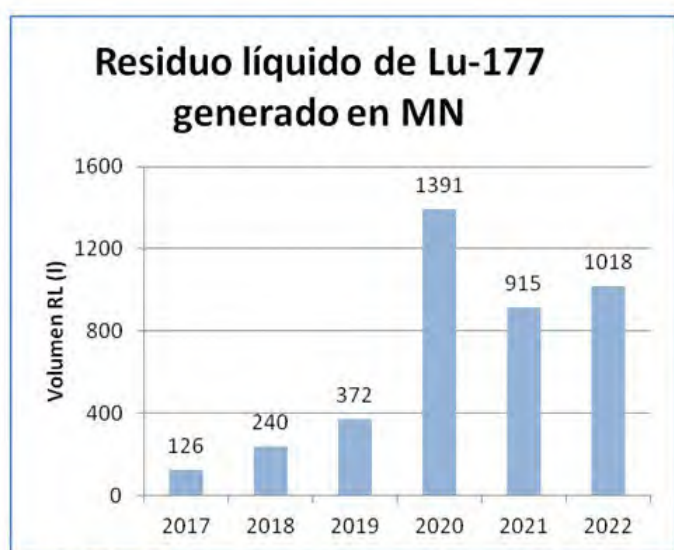
Suponiendo una ingestión anual de 600l, y teniendo en cuenta el límite de incorporación anual por ingestión, la evacuación se puede realizar cuando la concentración de actividad anual en el punto final de vertido sea inferior a 3145 Bq/l para el Lu-177 y a 980 Bq/l para el Lu-177m.

La dilución controlada del RL se hace mediante una bomba peristáltica industrial (grado de protección IP66) marca Watson-Marlow modelo Qdos 20 que puede trasvasar un flujo de líquido entre 0.1 ml/min y 330 ml/min. El RL mezclado con el flujo de agua evacuado por el hospital al alcantarillado, 7000 l/h, determinará la concentración en el punto final de vertido.

Fijamos el flujo de evacuación de la bomba en 75ml/min (4.5 l/h) la evacuación del bidón durará 33.3 horas.

## RESULTADOS

La gráfica 1 muestra el volumen de RL recogido en los últimos 6 años. Se observa un marcado incremento debido al aumento de tratamientos con Lu-177 desde 2020.



Gráfica 1

La tabla 2 muestra, para diferentes tiempos de almacenaje y técnicas de dilución, la concentración de actividad en el punto final de vertido.

| DATOS DEL BIDÓN DE 150 L<br>(TIEMPO DE ALMACENAJE, ACTIVIDAD Y CONCENTRACIÓN DE ACTIVIDAD) |                 |         |                      |          | CONCENTRACIÓN (Bq/l) EN PUNTO FINAL DE VERTIDO SEGÚN EL TIPO DE DILUCIÓN |         |                                                                          |         |
|--------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|---------|----------------------|----------|--------------------------------------------------------------------------|---------|--------------------------------------------------------------------------|---------|
| Meses de almacenaje                                                                        | Actividad (MBq) |         | Concentración (Bq/l) |          | Dilución con caudal de 7000 l/h con una evacuación de 15 min             |         | Dilución con caudal de 7000 l/h con una evacuación controlada de 4.5 l/h |         |
|                                                                                            | Lu-177          | Lu-177m | Lu-177               | Lu-177m  | Lu-177                                                                   | Lu-177m | Lu-177                                                                   | Lu-177m |
| 6                                                                                          | 3,65E-04        | 15,1    | 2,40E+00             | 100889,7 | 0                                                                        | 8647,7  | 0                                                                        | 64,8    |
| 12                                                                                         | 2,00E-12        | 6,9     | 1,30E-08             | 45850,2  | 0                                                                        | 3930,0  | 0                                                                        | 29,5    |
| 18                                                                                         | 1,10E-20        | 3,1     | 7,30E-17             | 20837    | 0                                                                        | 1783,0  | 0                                                                        | 13,4    |
| 24                                                                                         | 6,00E-29        | 1,4     | 4,00E-25             | 9469,5   | 0                                                                        | 811,7   | 0                                                                        | 6,1     |

Tabla 2

El uso de la bomba peristáltica permite reducir el tiempo de almacenaje de 2 años a 6 meses. Un flujo menor permitiría reducir el tiempo de almacenaje, pero aumentaría proporcionalmente el tiempo de vertido.

La implementación de este sistema de evacuación no ha comportado ningún incremento en la dosimetría personal del personal que realiza la evacuación y no se ha producido ninguna contaminación superficial ni personal.

## CONCLUSIONES

El uso de la bomba peristáltica industrial permite la evacuación del RL diluido de forma segura y cumpliendo con los límites legales establecidos reduciendo el tiempo de almacenaje.



## CONFLICTO DE INTERESES

No existe conflicto de intereses.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REAL DECRETO 1029/2022, DE 20 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN DE LA SALUD CONTRA LOS RIESGOS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A LAS RADIACIONES IONIZANTES.

<sup>2</sup> INSTRUCCIÓN IS-28, DE 22 DE SEPTIEMBRE DE 2010, DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, SOBRE LAS ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE FUNCIONAMIENTO QUE DEBEN CUMPLIR LAS INSTALACIONES RADIATIVAS DE SEGUNDA Y TERCERA CATEGORÍA.

# VENTAJAS DE LA ELABORACIÓN DE UNA FICHA DE SUBPROCESO PARA LA GESTIÓN DE RESIDUOS RADIATIVOS EN EL HOSPITAL RAMÓN Y CAJAL EN EL MARCO DE LA NORMA ISO 9001

Béjar Navarro, M. J. (1); Pastor Fructuoso, P. (1); Galiano Fernández, P. (1); Chillida Rey, R. (1); Williamson, S. (1); Prieto Morán, D. (1); Cámara Gallego, M. (1); García Fuentes, J. D. (1); Sevillano Martínez, D. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Capuz Suárez, B. (1); Morís Pablos, R. (1)

(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

PALABRAS CLAVE: GESTIÓN DE RESIDUOS, ISO 9001, DIAGRAMA DE FLUJO

## INTRODUCCIÓN

El establecimiento de un protocolo unificado de gestión de los residuos radiactivos en un servicio de Radiofísica es una decisión estratégica relevante y necesaria, dadas las múltiples vías de gestión a considerar para los mismos, las cuales a su vez están condicionadas por su gran heterogeneidad (estado de agregación, forma fisicoquímica, período de semidesintegración, etc). El problema se vuelve aún más complejo cuando se tienen en cuenta los requisitos legales previstos para cada tipo de residuo.

El objetivo de este trabajo es generar una ficha de subproceso dentro del proceso de protección radiológica operacional en el marco de la norma ISO 9001<sup>(1)</sup> que nos facilite la aplicación del protocolo de gestión de residuos radiactivos en el Servicio de Radiofísica del Hospital Ramón y Cajal.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para el diseño de la mencionada ficha de subproceso ha sido necesario identificar los diferentes tipos de residuos generados en las diferentes Instalaciones Radiactivas de nuestro hospital, definir para cuáles de ellos puede hacerse una gestión "in situ" y para cuáles, en cambio, es necesario establecer relaciones contractuales con empresas gestoras externas. Asimismo, en los casos en los que es posible realizar una gestión in situ se han establecido actuaciones diferenciadas en función del tiempo de almacenamiento previsto para cada tipo de residuo y se ha definido el lugar más adecuado para dicho almacenamiento de modo que no se generen desequilibrios en el flujo de generación-gestión de los mismos ni ocupaciones excesivas de los almacenes locales dentro de cada Instalación Radiactiva. Una vez tenido todo esto en cuenta, se ha aplicado la legislación existente, dispersa en diferentes instrucciones de seguridad del CSN, reales decretos y normas técnicas<sup>(2, 3, 4, 5 y 6)</sup>, y se ha hecho uso de herramientas del tipo árbol de decisión para generar un mapa de proceso donde todos estos protocolos de actuación, de por sí complejos y heterogéneos, queden integrados y reflejados de forma sencilla en el marco de la norma ISO 9001.

## RESULTADOS

El diseño de una ficha de subproceso se muestra en la figura 1:

Fig 1: Ficha del subproceso Gestión de Residuos Radiactivos del Servicio de Radiofísica del Hospital Ramón y Cajal. Los números entre paréntesis se refieren a la categoría de trabajador que realiza la tarea especificada.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La utilización de una de las herramientas disponibles en el marco de la norma ISO 9001, como los diagramas flujo normalizados, nos ha servido para documentar una ficha del subproceso de gestión de residuos.



Esta ficha nos permite conocer de una manera ágil, la vía de gestión para cada tipo de residuo, visualizar el tipo de profesional cuya colaboración debemos solicitar y tener en cuenta el tipo de informe que debemos emitir o archivar como resultado de la gestión, según la normativa.

Esta herramienta nos ha ayudado a tener una visión clara e integrada de un problema complejo como es el de la gestión de los residuos radiactivos y, en definitiva, mejorar la seguridad y la eficiencia dentro del Servicio de Radiofísica.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> NORMA UNE-EN ISO 9001:2015. SISTEMAS DE GESTIÓN DE CALIDAD.
- <sup>2</sup> REAL DECRETO 1029/2022, DE 20 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN DE LA SALUD CONTRA LOS RIESGOS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A LAS RADIACIONES IONIZANTES.
- <sup>3</sup> ORDEN ECO/449/2003 DE 21 DE MAYO SOBRE GESTIÓN DE MATERIALES RESIDUALES SÓLIDOS CON CONTENIDO RADIATIVO
- <sup>4</sup> REAL DECRETO 1836/1999, DE 3 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE INSTALACIONES NUCLEARES Y RADIATIVAS.
- <sup>5</sup> REAL DECRETO 35/2008, DE 18 DE ENERO, POR EL QUE SE MODIFICA EL REGLAMENTO SOBRE INSTALACIONES NUCLEARES Y RADIATIVAS, APROBADO POR REAL DECRETO 1836/1999, DE 3 DE DICIEMBRE.
- <sup>6</sup> INSTRUCCIÓN IS-28, DE 22 DE SEPTIEMBRE DE 2010, DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, SOBRE LAS ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE FUNCIONAMIENTO QUE DEBEN CUMPLIR LAS INSTALACIONES RADIATIVAS DE SEGUNDA Y TERCERA CATEGORÍA.

## ÁREA TEMÁTICA: SEGURIDAD DEL PACIENTE Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO

### ESTIMACIÓN DE DOSIS PARA USUARIOS DE ARCOS QUIRÚRGICOS DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO SON ESPASES MEDIANTE DOSIMETRÍA DE ÁREA

González Vicente, A. (1); Gil López, C. (1); Alomar Payeras, M. (1); Marí Palacios, A. (1); Font Gelabert, J. C. (1)

(1) Hospital Son Espases

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA, ÁREA, TRABAJADORES, PROTECCIÓN, RADIOLÓGICA, RADIODIAGNÓSTICO, ARCOS, QUIRÚRGICOS

#### INTRODUCCIÓN

La normativa aplicable (RD 736/2001) establece que para los trabajadores de categoría B, las dosis individuales se podrán estimar a partir de los resultados de la vigilancia realizada en el ambiente de trabajo, siempre y cuando éstos permitan demostrar que dichos trabajadores están clasificados correctamente en la categoría B. La dosimetría de área, pues, puede ser de gran utilidad para la estimación de dosis absorbidas. El objetivo de este estudio es comprobar que los trabajadores de las salas con arcos quirúrgicos clasificados como trabajadores de categoría B están correctamente clasificados, así como establecer un umbral superior de dosis que podrían estar absorbiendo estos trabajadores de acuerdo con la dosimetría de área.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Se obtienen datos de las lecturas mensuales ( $H_p(10)$ ) de los 12 dosímetros de área colocados sobre el soporte semicircular del arco quirúrgico, en una posición cercana a los 50° sobre la horizontal, correspondientes a un periodo de 6 años

(2017-2022) de las distintas salas del Hospital Universitario Son Espases (Palma) donde se encuentra presente un arco quirúrgico. De acuerdo con el protocolo para la vigilancia dosimétrica mediante dosimetría de área de los trabajadores expuestos clasificados como categoría B de 2009, del CSN, la SEPR y la SEFM, el límite de dosis que se establece para la aplicación del protocolo es que la dosis efectiva anual registrada sea inferior o igual a 1 mSv/año. En la estimación de la dosis a los trabajadores se suponen dos factores correctivos para personal DUE/ATS, uno correspondiente a la distancia del trabajador al paciente, que suponemos de valor 0.25 supuesta una distancia de 1 metro, y otro correspondiente al blindaje, con un valor de 0.167, suponiendo una situación desfavorable con un blindaje de 0.25mm Pb y una tensión de 100 kV. Para personal F.E.A se toma el factor correctivo solamente



del blindaje. Además, se hace una estimación de la dosis en el caso de que tengamos un mayor blindaje y/o se varíe la tensión del haz de rayos X.

## RESULTADOS

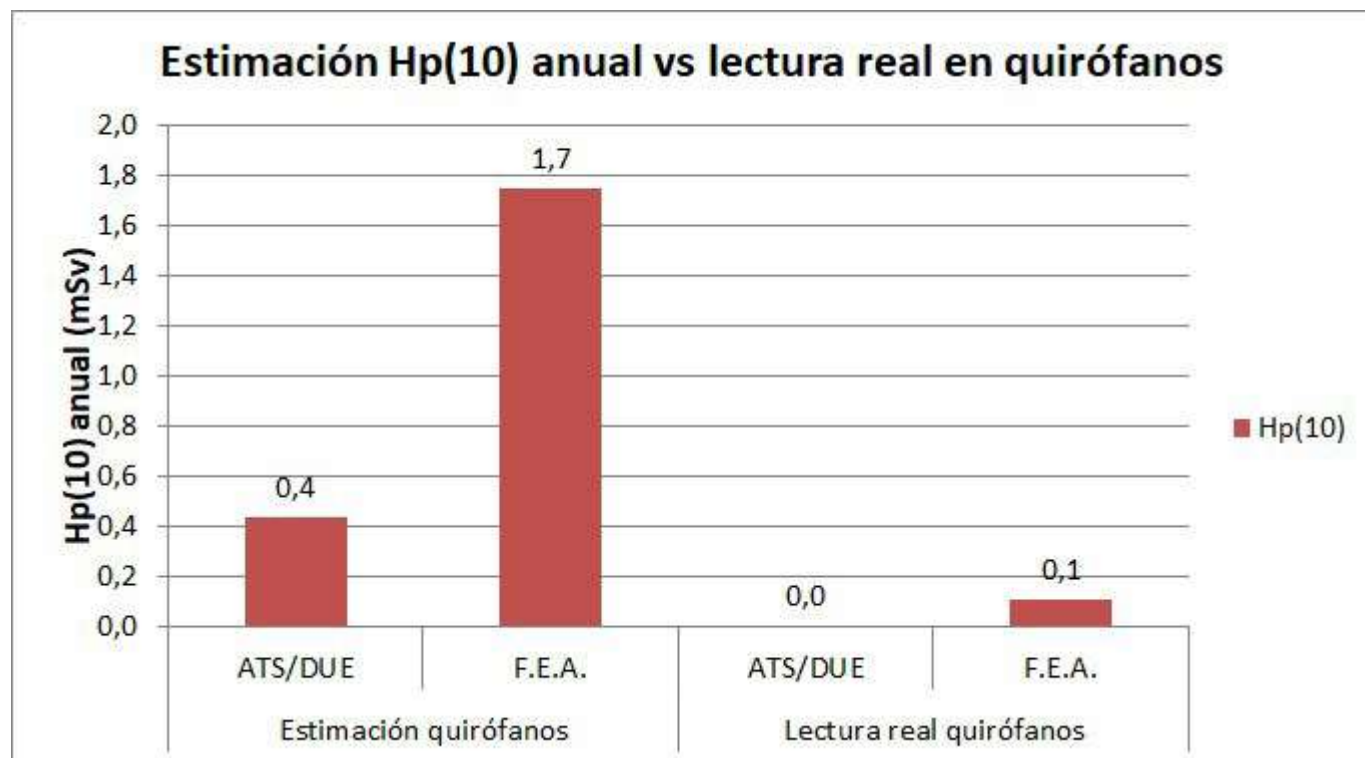


FIG. 1. Estimación Hp (10) anual vs lectura real en quirófanos.

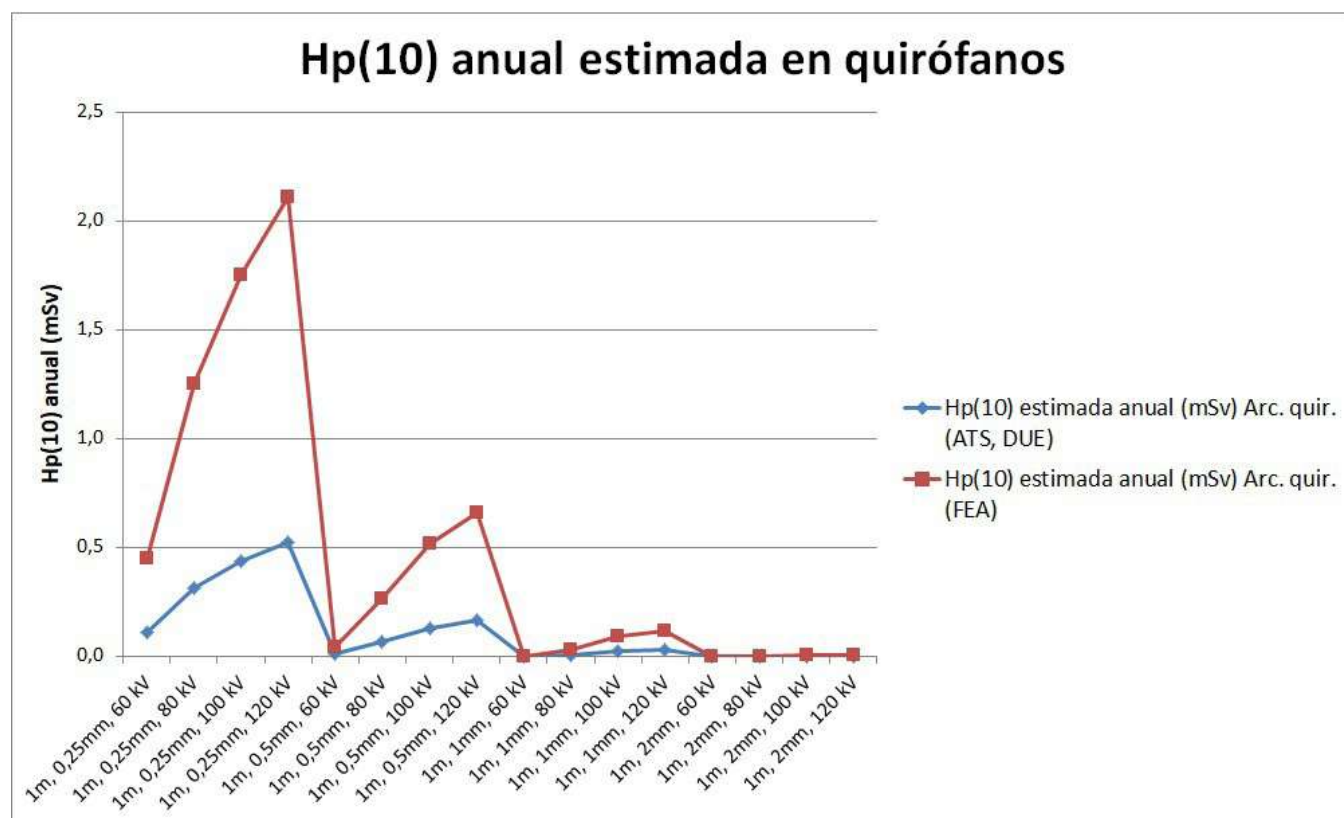


FIG. 2. Hp(10) anual estimada según tensión y blindaje.





Se muestra en las figuras adjuntas que debido a la situación desfavorable para el trabajador supuesta (poco blindaje, poca distancia trabajador-paciente, 100% de la jornada laboral en el quirófano usando el arco quirúrgico...), nuestras estimaciones de dosis absorbidas siempre se quedan muy por encima de la que en realidad está recibiendo el trabajador, tal y como se puede observar en las gráficas.

## DISCUSIÓN

Los resultados presentados en este trabajo muestran que los trabajadores clasificados como categoría B en las salas donde hay arcos quirúrgicos están correctamente clasificados y que se puede hacer una estimación de la dosimetría personal de estos trabajadores mediante dosimetría de área.

## CONCLUSIONES

La dosimetría de área es un método simple pero eficaz de estimación de las dosis máximas que pueden absorber los trabajadores de categoría B de nuestro hospital.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> REAL DECRETO 783/2001, DE 6 DE JULIO, POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN SANITARIA CONTRA RADIACIONES IONIZANTES.
- <sup>2</sup> RADIATION ATTENUATION BY LEAD AND NONLEAD MATERIALS USED IN RADIATION SHIELDING GARMENTS. MCCAFFREY ET. AL.
- <sup>3</sup> PROTOCOLO PARA LA VIGILANCIA DOSIMÉTRICA MEDIANTE DOSIMETRÍA DE ÁREA DE LOS TRABAJADORES EXPUESTOS CLASIFICADOS COMO CATEGORÍA B EN EL ÁMBITO SANITARIO. CSN, SEPR, SEFM.

# REDUCCIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN RECIBIDA POR EL PERSONAL INVOLUCRADO EN PROCEDIMIENTOS DE REVASCULARIZACIÓN CORONARIA UTILIZANDO CORINDUS-CORPATH GRX

García Agrela, I. (1); Alarcia Noci, M. (1)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón

PALABRAS CLAVE: CORINDUS CORPATH GRX, REVASCULARIZACIÓN CORONARIA, CARDIOLOGÍA, ANGIOGRAFÍA, ANGIÓGRAFO, MANDIL PLOMADO, CARDIÓLOGO

## INTRODUCCIÓN

Los procedimientos de hemodinámica guiados por la imagen de rayos X obtenida mediante un angiógrafo son por lo general en los que más se irradia al paciente y por lo tanto al personal presente en el procedimiento, aunque esta irradiación está siempre justificada para el paciente y dentro de los límites legales para el personal sanitario.

Recientemente se ha incorporado en el hospital Gregorio Marañón el robot Corindus-CorPath GRX para la revascularización coronaria, permitiendo que el médico se encuentre durante la mayor parte de la intervención fuera de la sala, en la zona de control protegido por los blindajes estructurales, en lugar de estar junto al paciente.

Nuestro objetivo es cuantificar la diferencia de dosis recibida por el personal, teniendo en cuenta que anteriormente se encontraban dentro del quirófano con mandil plomado y pantalla protectora, y actualmente se sitúan en la sala de control.

## MATERIAL Y MÉTODO

Para realizar las medidas se utilizaron dos cámaras de ionización 10X6-1800 y dos electrómetros: Radcal Accu-Gold+ y Radcal Model 9015.

Las medidas se hicieron en una intervención guiada mediante el angiógrafo Siemens Artis Icono Floor, a través del robot Corindus-CorPath GRX.

El procedimiento consistió en medir las tasas de dosis simultáneamente en la posición que estaría el cardiólogo dentro de la sala y en que realmente está manipulando el robot.

## RESULTADOS



Se ha encontrado que el tiempo que el cardiólogo está manejando el robot en lugar de la posición habitual en la sala implica una reducción de dosis para el mismo de al menos un 95%. Tal como se puede observar en la siguiente tabla

| Operador sala ( $\mu\text{Gy/s}$ ) | Operador robot ( $\mu\text{Gy/s}$ ) | Reducción (%) |
|------------------------------------|-------------------------------------|---------------|
| 0,1020                             | 0,0030                              | 97,1%         |
| 0,1080                             | 0,0050                              | 95,4%         |
| 0,0785                             | 0,0009                              | 98,9%         |
| 0,0820                             | 0,0009                              | 98,9%         |
| 0,0880                             | 0,0009                              | 99,0%         |
| 0,0900                             | 0,0009                              | 99,0%         |
| 0,0960                             | 0,0005                              | 99,5%         |

## DISCUSIÓN

Pese a la inversión económica que implica la implantación de Corindus-CorPath GRX en el centro, se muestra en los resultados que la reducción de dosis que implica para el personal médico es más que considerable, además de los problemas que causan a la espalda el uso prolongado de mandil plomado.

Es importante mencionar que en las primeras semanas de uso de Corindus-CorPath GRX se debe superar una curva de aprendizaje.

## CONCLUSIÓN

Se ha encontrado que en la revascularización izquierda guiada por imagen de rayos X el cardiólogo experimenta una reducción de dosis de al menos un 95% al utilizar el sistema robótico "ROBOT". Estos resultados son extrapolables a cualquier procedimiento intervencionista. Durante el inicio del procedimiento el cardiólogo debe estar brevemente en la posición habitual junto al paciente para efectuar el cateterismo percutáneo.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> JUAN F. GRANADA, MD ET AL. "FIRST-IN-HUMAN EVALUATION OF A NOVEL ROBOTIC-ASSISTED CORONARY ANGIOPLASTY SYSTEM", ELSEVIER VOL. 4, No. 4, 2011
- <sup>2</sup> GIORA WEISZ, MD, ET AL. "SAFETY AND FEASIBILITY OF ROBOTIC PERCUTANEOUS CORONARY INTERVENTION", ELSEVIER, VOL. 61, No 15, 2013
- <sup>3</sup> BYOMESH TRIPATHI, "SAFETY AND FEASIBILITY OF ROBOTIC ASSISTED PERCUTANEOUS CORONARY INTERVENTION COMPARED TO STANDARD PERCUTANEOUS CORONARY INTERVENTION- A SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS", INDIAN HEART JOURNAL 73 (2021) 549-554
- <sup>4</sup> KOTARO KAGIYAMA, "SUCCESSFUL INTRODUCTION OF ROBOTIC-ASSISTED PERCUTANEOUS CORONARY INTERVENTION SYSTEM INTO JAPANESE CLINICAL PRACTICE: A FIRST-YEAR SURVEY AT SINGLE CENTER", [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/S00380-021-01782-6](https://doi.org/10.1007/s00380-021-01782-6)

# LA FUNCIÓN DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL PROCEDIMIENTO DE IMPLANTES DE SEMILLAS DE I-125 EN TUMORES NO PALPABLES DE MAMA

Rochera Alba, J. P. (1); Agustí Camprubí, E. (2); Esteban Garijo, M. (2)

(1) Sección de Física Médica-Oncología Radioterápica-Hospital Clínic de Barcelona (HCB), (2) Servicio de Protección Radiológica-Hospital Clínic de Barcelona (HCB)

PALABRAS CLAVE: SEMILLAS DE I-125 SERVICIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA TUMOR DE MAMA NO PALPABLE NIVEL DE RADIACIÓN CÁMARA DE IONIZACIÓN PORTÁTIL

## INTRODUCCIÓN

El uso e implementación de semillas de <sup>125</sup>I en mama y axila como marcadores radiactivos es muy útil para la localización de tumores de mama no palpables en el momento de su extracción quirúrgica.

La función del Sº de Protección Radiológica (SPR) en este procedimiento es medir los niveles de radiación que presenta el paciente, con el fin de indicarle las restricciones a tener en cuenta cara a la protección de familiares, fundamentalmente a embarazadas y niños menores de 10 años.



Estas medidas de niveles de radiación se realizan en el momento del implante, así como la víspera de la retirada de la semilla.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El material utilizado es:

- Semillas de  $^{125}\text{I}$ , con actividad 0,247 mCi–0,271 mCi en fecha de calibración
- Cámara de ionización portátil Victoreen 451 (Fluke Biomedical, Everett, EEUU)

El implante ha sido realizado a 32 pacientes dentro del estudio Preseed. El nº de semillas implantadas y su localización es variable según cada paciente. Se ha implantado 1 semilla al 62,5% de los pacientes, 2 semillas al 28,1% y 3 semillas al 9,4% en mama y axila. En todos los casos el protocolo de medida establecido consiste en levantar el brazo del lado afectado.

Se han realizado medidas en contacto, a 50 cm y 1 m de distancia, registrando los niveles de radiación más altos obtenidos en el momento del implante, en la víspera de su retirada y en algunos casos, en un control intermedio (43,75%).

## RESULTADOS

| # semillas implantadas                   | N pacientes | Tasa en Contacto $\mu\text{Sv/h}$ | Tasa a 50cm $\mu\text{Sv/h}$ | Tasa a 1m $\mu\text{Sv/h}$ | % Reducción % |     | Actividad total mCi |
|------------------------------------------|-------------|-----------------------------------|------------------------------|----------------------------|---------------|-----|---------------------|
| 1                                        | 20          | $8,6 \pm 4,4$                     | $0,8 \pm 0,9$                | $0,3 \pm 0,3$              | 8,9           | 3,1 | 0,104-0,226         |
| 2                                        | 9           | $15,4 \pm 6,8$                    | $0,7 \pm 0,3$                | $0,2 \pm 0,1$              | 4,6           | 1,6 | 0,192-0,445         |
| 3                                        | 3           | $20,8 \pm 4,9$                    | $1,4 \pm 0,3$                | $0,4 \pm 0,2$              | 7,0           | 2,0 | 0,408-0,530         |
| N=14 pacientes han finalizado el estudio |             |                                   |                              |                            |               |     |                     |

Tabla 1 - Valores de  $\dot{D}$  en contacto, a 50 cm y un metro, con sus respectivas desviaciones estándar expresadas en  $\mu\text{Sv/h}$  y la actividad total, en mCi.

## DISCUSIÓN

Se observa que la  $\dot{D}$  presenta una caída abrupta, entre el 4,6%–8,9% comparando las medidas en contacto y a 50 cm. Al aumentar la distancia la caída de los niveles de radiación es más suave (1,6%–3,1%) por lo que el SPR no indica ninguna restricción a distancia superior a 50 cm.

## CONCLUSIONES

El implante de semillas de  $^{125}\text{I}$  es útil para la localización de tumores de mama no palpables previa la cirugía. Debido a la implantación de fuentes radiactivas dentro del paciente el SPR es un actor necesario para establecer las recomendaciones que debe tomar cada paciente por la seguridad de los convivientes.

Con estos resultados, el SPR únicamente recomienda evitar un contacto prolongado con mujeres embarazadas y con niños menores de 10 años.

# EFECTO DE LOS MANDILES PLOMADO SOBRE LOS ESPECTROS DE EMISIÓN DE DISTINTOS RADIONÚCLIDOS

Trinidad Fernández, M. J. (1); Macías Castillo, M. J. (1); Llamas Martínez, P. (1); Delgado Aparicio, J. M. (1)  
(1) Hospital Universitario de Badajoz

PALABRAS CLAVE: Tc99m; F-18; FDG; PROTECCIÓN; PLOMO; ESPECTRO

## INTRODUCCIÓN

Se ha realizado un estudio del espectro de radiación de distintos radioisótopos empleados en medicina nuclear con y sin el uso del mandil plomado para evaluar en qué casos es efectivo.

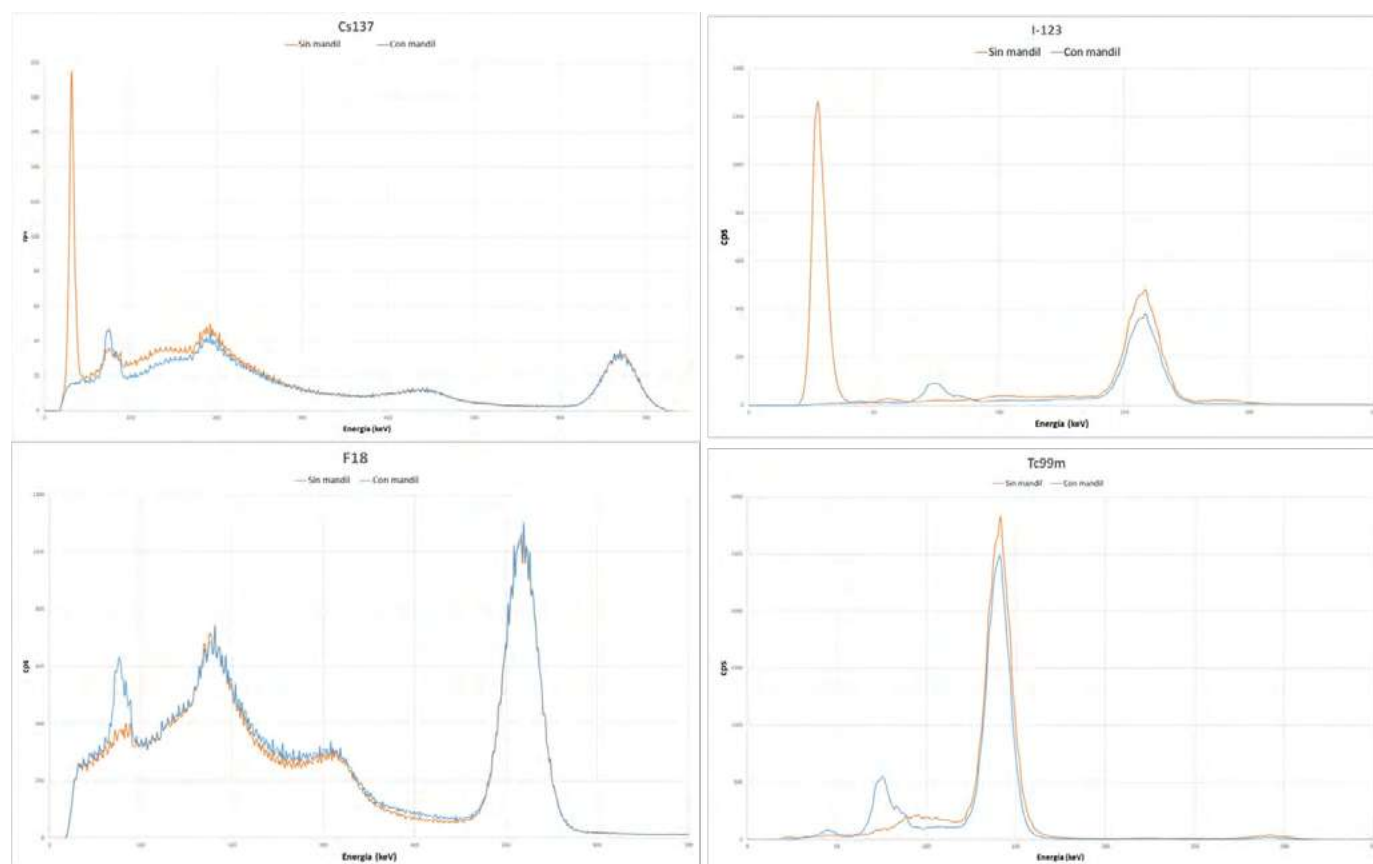
## MATERIAL Y MÉTODO

Se ha utilizado para hacer las medidas una gammacámara Symbia de la marca SIEMENS y un mandil plomado de la marca AMRAY de 0,25 mmPb. Se ha obtenido el espectro colocando una fuente puntual a una distancia constante del detector de 1,5 m. En una de las medidas se ha colocado sobre el detector el mandil plomado y en la otra no.



## RESULTADOS

Los espectros obtenidos para los isótopos analidos fueron:



## DISCUSIÓN

Se puede observar que, con el mandil, en el rango de 50-100 keV aparecen unos picos de energía que no son propios de cada isótopo. Esto es debido, como se puede ver en la bibliografía[poner], a los rayos X característicos provenientes del plomo presente en el mandil.

Podemos ver que, dependiendo de la energía del radioisótopo, este pico es más o menos representativo. Por ejemplo, en el caso de F-18 usado en estudios PET, el pico es lo suficientemente grande como para desaconsejar su uso, ya que, unido a que la cada hemirreductora del F-18 es mucho mayor que el espesor del blindaje, estaría produciéndose una reducción de exposición al personal expuesto despreciable.

En el caso de isótopos de energías más bajas, es recomendable el uso del mandil puesto que, a pesar de que aparece radiación característica del plomo, se compensa por la atenuación de las emisiones principales.

## CONCLUSIONES

Se ha comprobado cuantitativamente que el uso del mandil plomado produce rayos X característicos que se deben tener en cuenta para evaluar su posible efectividad dependiendo del radioisótopo utilizado y se ha observado que su uso es desaconsejable en radioisótopos de altas energías, como es el caso de F-18.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> A. RUIZ RODRÍGUEZ, I. TRIAS DAVESA ET AL. (2018). EFECTIVIDAD DE LOS DELANTALES PLOMADOS PARA DIVERSOS ISÓTOPOS EMPLEADOS EN MEDICINA NUCLEAR.
- <sup>2</sup> NELSON R. BRAGA, ARAKEN S. W. RODRIGUEZ. (2019). ESTUDO DA DOSE DE RADIAÇÃO ABSORVIDA EM INDIVÍDUO OCUPACIONALMENTE EXPOSTO EM SERVIÇOS DE PET-CT
- <sup>3</sup> BARTAL, G., SAILER, A. M., & VANO, E. (2018). SHOULD WE KEEP THE LEAD IN THE APRONS? TECHNIQUES IN VASCULAR AND INTERVENTIONAL RADIOLOGY.



## SISTEMA DE NOTIFICACIÓN DE SUCESOS DURANTE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA: IMPLEMENTACIÓN Y ANÁLISIS

Suarez Gomez, S. (1); Garcia Higuera, P. (2); Sanchez Rodriguez, A. (1)

(1) Hospital Universitario Torrecardenas, (2) Hospital Universitario De Jaén

El proceso radioterápico es un proceso complejo y altamente tecnificado, que además involucra a gran cantidad de profesionales. Estos servicios han sido en los últimos años foco de numerosos cambios, tanto a nivel tecnológico como en la práctica clínica, por ello consideramos que estamos ante un gran momento para dar un paso más en la cultura de la seguridad.

Esto nos lleva a revisar nuestro proceso e intentar automatizarlo a través de la red de registro y verificación, instalando durante la etapa de tratamiento un sistema de comunicación de incidencias que permitan la comunicación *offline* formalmente reportada entre los distintos profesionales implicados. Esto nos permite tener un mayor control de las agendas y hojas de tratamiento de los pacientes y minimizar algunos de los sucesos iniciadores frecuentes que puedan devenir en consecuencias indeseadas: ya sean estas en relación a la dosis y/o al volumen de tratamiento así como otras cuestiones logísticas o de interés clínico.

Los objetivos del presente trabajo son los siguientes: 1-Diseñar un sistema de incidencias que se pueda implementar a través de la red de registro y verificación del centro, en este caso a través de Mosaiq. 2- Mostrar qué partes de las revisiones recomendadas en diferentes documentos ataja nuestro sistema de incidencias. 3-Comprobar a través del análisis preliminar cuales son las incidencias más habituales y mostrar las subcategorías encontradas más relevantes. 4- Realizaremos la comparación entre categorías de dos años consecutivos y 5- Finalmente, se evaluará la posibilidad de establecer algún sistema de mejora en el diseño de la herramienta de comunicación de incidencias.

Los materiales utilizados serán los datos obtenidos a través de las valoraciones construidas para recabar las incidencias a través de la red de registro y verificación en radioterapia MOSAIQ para tres aceleradores lineales de tratamiento, un Varian Truebeam, un Clinac IX y un Oncor Siemens donde se realiza tanto radioterapia 3D como tratamientos de intensidad modulada, así como técnicas de tratamiento como la SBRT y control respiratorio.

Se diseña inicialmente un sistema de incidencias basado en 4 grandes grupos: *Error de comunicación, tratamiento incompleto, otras incidencias y revisión de imágenes* y se implementa a través de las valoraciones de la red Mosaiq. Considerando que estas categorías puedan cubrir aquellos errores habituales para que puedan ser rastreados por alguien que no estuvo presente en el tratamiento. Así, estas incidencias que pueden llevar consigo cambios en el overalltime del tratamiento y/o errores en el calendario del paciente, pudiendo llevar a una infra o sobredosificación, serán mucho más sencillas de rastrear en la revisión semanal (recomendada por diferentes organismos)

Presentamos una tabla resumen con el número de incidencia reportada anualmente por máquina y una tabla resumen con la recopilación del tipo de incidencias registradas dentro de la categoría: *Otras incidencias*.

Finalmente se realizan sesiones formativas y de sensibilización, compartiendo los datos registrados. También se reestructura el sistema de incidencias desglosando las categorías en: *Error de comunicación, Sesión incompleta, no acude a tratamiento, no inicia, Otras incidencias y revisión de imágenes*.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> AAPM (ABRIL 2020); STRATEGIES FOR EFFECTIVE PHYSICS PLAN AND CHART REVIEW IN RADIATION THERAPY: REPORT OF AAPM TASK GROUP 275

<sup>2</sup> CSN (2017) GUÍA PARA LA APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA DEMATRICES DE RIESGO EN RADIOTERAPIA EXTERNA

<sup>3</sup> REAL DECRETO 601/2019, DE 18 DE OCTUBRE, SOBRE JUSTIFICACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DEL USO DE LAS RADIACIONES IONIZANTES PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LAS PERSONAS CON OCASIÓN DE EXPOSICIONES MÉDICAS.



## PROTOCOLO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN TRATAMIENTOS CON P-32

Chillida Rey, R. (1); Béjar Navarro, M. J. (1); Williamson Puente, S. (1); Galiano Fernández, P. (1); Prieto Morán, D. (1); García Fuentes, J. D. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Cámara Gallego, M. (1); Sevillano Martínez, D. (1); Moris Pablos, R. (1); Capuz Suarez, A. B. (1); García Vicente, F. (1)

(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

PALABRAS CLAVE: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, PÁNCREAS, P-32, ONCOSIL

### INTRODUCCIÓN

El cáncer de páncreas es uno de los más letales y de peor pronóstico en la actualidad con una tasa de supervivencia promedio a 5 años del 5 % [1]. Se estima que será la segunda causa de muerte relacionada con el cáncer para el año 2030 [2].

Nuevos ensayos sobre un tratamiento conjunto de quimioterapia estándar (gemcitabina +/- nab-paclitaxel), junto con la irradiación interna del tumor mediante la inyección endoscópica de una solución de micropartículas de P-32, emisor beta puro, han demostrado mejoras significativas en las tasas de reseccabilidad y supervivencia en tumores pancreáticos en comparación con los tratamientos tradicionales conjuntos de quimioterapia y radioterapia convencional o estereotáctica [3].

### MATERIAL Y MÉTODOS

El Hospital Universitario Ramón y Cajal ha participado en un ensayo para el tratamiento de este tipo de tumores con el radiofármaco ONCOSIL TM de la empresa Oncosil Medical, implementando un nuevo protocolo de protección radiológica adaptado a este tipo de tratamiento.



FIGURA 1: Radiofármaco ONCOSIL TM

Previamente, se deberá medir el fondo, colocar empapadores, dos cubos internos (uno para residuos sólidos como el catéter, y otro para líquidos resultado del lavado con solución salina del endoscopio), y uno externo (para los guantes, calzas y delantales de los profesionales).

Durante el procedimiento, la jeringuilla con el P-32 deberá estar protegida en todo momento en su blindaje mixto de Plomo y metacrilato salvo en el momento de la inyección. El catéter y el endoscopio serán lavados con una solución salina y esterilizados.

Una vez terminada la intervención, se procederá a medir la posible contaminación del personal y la sala. Se medirá también la irradiación de los cubos de residuos y se tomará una medida del fondo para compararla con la medida tomada antes del procedimiento. Se medirá al paciente.





En caso de contaminación en la sala durante el procedimiento, se pondrán varios empapadores extra en la zona afectada y sobre ellos una placa de metacrilato para proteger a los profesionales. Si la contaminación se produce en el paciente, se limpiará con una gasa y se cambiarán los guantes.



FIGURA 2: Jeringuilla con el P-32 y el blindaje donde es transportada.

## DISCUSIÓN Y RESULTADOS

Se han realizado hasta la fecha tres tratamientos con P-32 como parte del ensayo en el Hospital Universitario Ramón y Cajal. En los dos primeros tratamientos, la alargadera proporcionada por Oncosil Medical que conecta la jeringuilla con el endoscopio se atascó, siendo imposible inyectar el radiofármaco, pero sin ninguna repercusión radiológica. Se decidió modificar el protocolo de inyección y eliminar dicha alargadera, tras lo cual todas las intervenciones concluyeron con éxito.

## CONCLUSIONES

El riesgo preponderante es el de contaminación en este tipo de procedimientos por lo que se ha ideado un nuevo protocolo de protección radiológica que garantice la seguridad del paciente y de los profesionales involucrados. Todas las intervenciones realizadas en el hospital hasta la fecha han concluido con éxito y sin ningún incidente radiológico reseñable, lo que pone de manifiesto la efectividad de este nuevo protocolo.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup>1. ILIC M, ILIC I. EPIDEMIOLOGY OF PANCREATIC CANCER. WORLD J GASTROENTEROL 2016; 22(44): 9694-9705 [PMID: 27956793 DOI: 10.3748/WJG.V22.I44.9694]
- <sup>2</sup>2. AIER I, SEMWAL R, SHARMA A, ET AL. A SYSTEMATIC ASSESSMENT OF STATISTICS, RISK FACTORS, AND UNDERLYING FEATURES INVOLVED IN PANCREATIC CANCER. CANCER EPIDEMIOL 2019;58:104-10.
- <sup>3</sup>3. BHUTANI MS, KLAPMAN JB ET AL. AN OPEN-LABEL, SINGLE-ARM PILOT STUDY OF EUS-GUIDED BRACHYTHERAPY WITH PHOSPHORUS-32 MICROPARTICLES IN COMBINATION WITH GEMCITABINE +/- NAB-PACLITAXEL IN UNRESECTABLE LOCALLY ADVANCED PANCREATIC CANCER (ONCOPAC-1): TECHNICAL DETAILS AND STUDY PROTOCOL. ENDOSC ULTRASOUND. 2020 JAN- FEB;9(1):24-30. DOI: 10.4103/EUS.EUS\_44\_19. PMID: 31670288; PMCID: PMC7038730.



## EXPERIENCIA EN LA PUESTA EN MARCHA DE TRATAMIENTOS AMBULATORIOS CON LU-177

Gañán Mora, A. (1); Serrano Cuesta, M. (1); Córdoba Gómez, D. (1); Sánchez Casanueva, R. (1); Fernández Soto, J. M. (1)  
(1) Hospital Clínico San Carlos

PALABRAS CLAVE: LUTECIO 177, PSMA, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, ALTA RADIOLÓGICA, BLINDAJES, RESIDUOS

### INTRODUCCIÓN

La teragnosis con Lu-177 PSMA ha despertado gran interés a raíz de los prometedores resultados que se han mostrado recientemente. Es de esperar que los Servicios de Medicina Nuclear valoren incluir esta terapia a su cartera de servicios y que los especialistas en Física Médica se impliquen en su implantación valorando, entre otros, los aspectos de protección radiológica.

En base a la experiencia en nuestro centro proponemos recomendaciones en cuanto al carácter ambulatorio del tratamiento, a los blindajes requeridos y a la gestión de residuos.

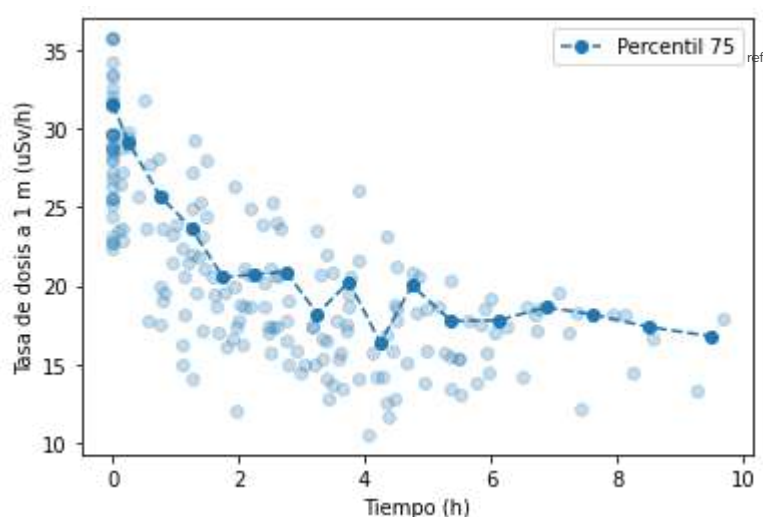
### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han registrado 34 tratamientos de Lu-177 PSMA con actividades inyectadas de 7.4 GBq y de 5.9 GBq cuando ha sido necesario realizar una reducción de actividad. Mediante un contador proporcional Bethold LB 123, se ha medido la tasa de dosis equivalente ambiental  $H^*(10)$  AP a 1 metro del paciente tras la administración del radiofármaco y tras cada orina. Las orinas se almacenaron en recipientes, pero posteriormente se adquirió un diluidor Mini DTS (Técnicas Radiofísicas) con dos depósitos 500 L.

Para estudiar la viabilidad de adoptar un enfoque ambulatorio, se ha calculado la dosis que podría recibir un miembro del público tomando la mayor tasa registrada en la liberación del paciente, asumiendo una permanencia a 2 m del paciente durante 8 h al día y con decaimiento por periodo físico (opción más conservadora) integrado entre cero e infinito.

Para el cálculo de blindajes, se han agrupado los datos de  $H^*(10)$  en intervalos de 30 y 45 min para las medidas entre las 0-5 horas y las 5-10 horas desde el ingreso, respectivamente, y, para cada intervalo, se estimó el percentil 75. Con la curva de percentiles se estima el blindaje necesario para 250 ingresos anuales considerando los límites del público, una mínima distancia de 1 metro, un factor de ocupación unidad y un tiempo de ingreso igual al percentil 75.

### RESULTADOS



La tasa máxima de alta del paciente ha sido de 19.6 uSv/h y la dosis efectiva estimada que podría recibir un miembro del público es de 0.37 mSv.

Las sesiones de terapia tienen como percentil 75 de tiempos de liberación de 7.0 h, incorporan 8.1 L al depósito (cisterna de 0.5 L) y causan una dosis de 128 uSv a un metro del paciente sin blindajes. Los blindajes estimados son de 3.0 mm de Pb.

### DISCUSIÓN

La realización ambulatoria de los procedimientos consigue una gestión eficiente al garantizar el control y la gestión de los residuos en la etapa de mayor porcentaje de excreción de actividad, minimizando la exposición de los trabajadores y disminuyendo



los requerimientos estructurales de la instalación, sin que todo ello tenga un impacto notorio en la exposición de los miembros del público.

## CONCLUSIÓN

Según nuestra experiencia, los tratamientos de Lu-177 PSMA pueden ser realizados de manera ambulatoria respetando los límites de dosis del público, empleando habitaciones con 3 mm de Pb de blindaje y sistemas de gestión de residuos de dimensiones reducidas.

# DETERMINACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS NIVELES DE REFERENCIA DOSIMÉTRICOS PARA DOS EQUIPOS TC SEGÚN LA ICRP135 A PARTIR DE LOS DATOS RECOPIADOS POR QAELUM DOSE. COMPARACIÓN CON LOS NIVELES DE REFERENCIA NACIONALES PROPORCIONADOS POR EL PROYECTO DOPOES II

Agustí-Camprubí, E. (1); Rochera-Alba, J. P. (2); Agulló-Roca, E. (3); Esteban Garijo, M. (1)

(1) Servicio de Protección Radiológica (SPR), Hospital Clínico de Barcelona (HCB), (2) Sección de Física Médica – Oncología Radioterápica, Hospital Clínico de Barcelona (HCB), (3) Universidad de Barcelona

PALABRAS CLAVE: NIVELES DE REFERENCIA DOSIMÉTRICOS, NRD, ICRP 135, QAELUM DOSE, DOPOES II, NIVELES DE REFERENCIA DOSIMÉTRICOS NACIONALES.

## INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

En este trabajo hemos determinado los Niveles de Referencia Dosimétricos (NRD) de las magnitudes CTDI (mGy) y DLP (mGy\*cm) para los 22 protocolos más comunes en dos equipos TC y analizado su evolución temporal. Una vez establecidos estos NRD los hemos comparado entre ellos y con los Niveles de Referencia Nacionales proporcionados por el proyecto DOPOES II<sup>[3]</sup>.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Este análisis se proyecta sobre la base de datos en bruto recopilada por el Software Qaelum DOSE<sup>[5]</sup> de todos los estudios realizados con dos equipos TC en el rango temporal 2017-2022. Para el primero hemos analizado 20203 estudios (71,11% del total) y para el segundo 26240 estudios (74,79% del total). Estos estudios han sido agrupados en los 22 protocolos más utilizados.

Para caracterizar los Niveles de Referencia Dosimétricos Locales de un equipo TC hemos utilizado el formalismo descrito en la ICRP135<sup>[4]</sup>. En nuestro caso los hemos establecido como las medianas del CTDI y del DLP de cada protocolo y se han calculado la media y la desviación estándar de las magnitudes dosimétricas y de los parámetros de control (Número de series por estudio y Longitud total escaneada).

Para determinar los protocolos más utilizados hemos usado el StudyDescription, el ProtocolName y el BodypartExamined realizando una selección cruzada para garantizar que cada protocolo seleccionado contiene un grupo homogéneo de estudios.

Para analizar la homogeneidad del grupo de estudios que constituyen cada protocolo y evaluar la tendencia de los NRD Locales hemos representado el CTDI, DLP y longitud total de escaneo frente al tiempo para cada uno de los estudios en todo el intervalo temporal considerado.

Una vez determinados nuestros NRD Locales del DLP los hemos comparado con los NRD Nacionales proporcionados por DOPOES. Finalmente, los NRD Locales del CTDI y del DLP calculados para cada TC se comparan entre ellos numéricamente y gráficamente, para aquellos protocolos que son comunes o equivalentes en ambos equipos.

## RESULTADOS

NRD Locales del CTDI y DLP para los 22 protocolos más utilizados de los 2 equipos TC y comparación con los NRD Nacionales:

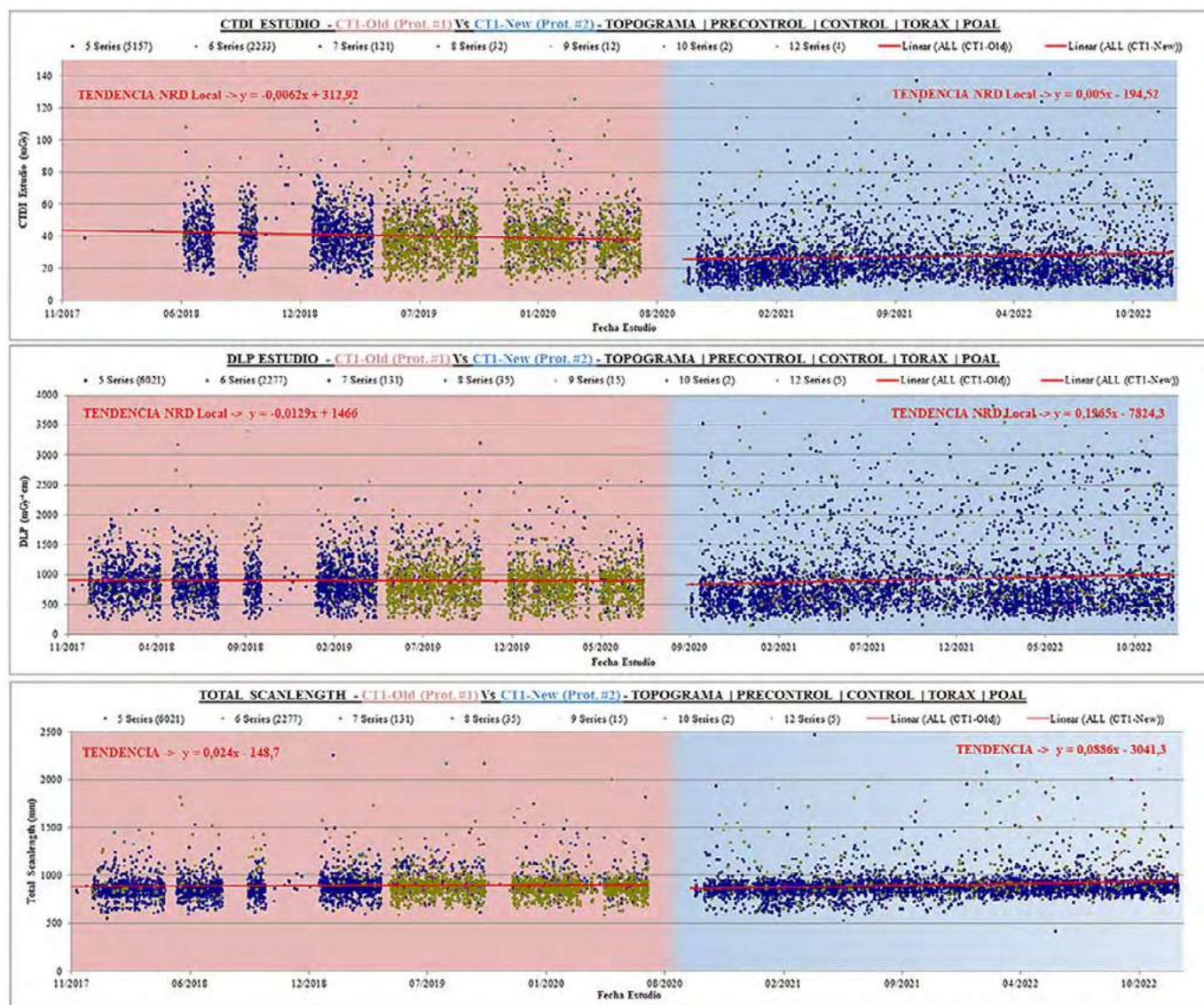


|                                   |                                                                                                 | CT1-Old  |                       |                         | DOPOES II               |                             | % Variación<br>NRD Local Vs<br>NRD Nacional. |
|-----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------|----------|-----------------------|-------------------------|-------------------------|-----------------------------|----------------------------------------------|
| Descripción HOSPITAL CLINIC       |                                                                                                 | Estudios | CTDI Estudio<br>(mGy) | DLP Estudio<br>(mGy*cm) | DLP Estudio<br>(mGy*cm) | Descripción DOPOES          |                                              |
|                                   |                                                                                                 | N        | NRD Local             | NRD Local               | NRD Nacional            |                             |                                              |
| #1                                | TOPOGRAMA   PRECONTROL   CONTROL   TORAX   POAL                                                 | 4570     | 39,41                 | 858,28                  | 990,00                  | TC TORAX-ABDOMEN            | -13,3 %                                      |
| #2                                | TOPOGRAMA                                                                                       | 3432     | 0,30                  | 12,92                   |                         |                             |                                              |
| #3                                | TOPOGRAMA   VENOSA                                                                              | 2377     | 14,11                 | 730,12                  | 765,00                  | TC ABDOMEN                  | 4,6 %                                        |
| #4                                | TOPOGRAMA   THORAX                                                                              | 1487     | 7,74                  | 283,80                  | 480,00                  | TC TORAX                    | -40,9 %                                      |
| #5                                | TOPOGRAMA   PRECONTROL   CONTROL   THORAX                                                       | 1304     | 28,68                 | 329,88                  | 480,00                  | TC TORAX                    | -31,3 %                                      |
| #6                                | TOPOGRAMA   NECK                                                                                | 1116     | 15,16                 | 494,44                  | 625,00                  | TC CUELLO                   | -20,9 %                                      |
| #7                                | TOPOGRAMA   C.C.F.ICAL - C.C.F.ICAL                                                             | 811      | 19,43                 | 458,11                  | 600,00                  | TC CERVICAL (SFLECTIVA)     | -23,6 %                                      |
| #8                                | TOPOGRAMA   TACAR   THORAX                                                                      | 805      | 14,49                 | 463,67                  | 480,00                  | TC TORAX                    | -3,4 %                                       |
| #9                                | TOPOGRAMA   S.INCONTRASTE   PRECONTROL   CONTROL   TORAX  <br>AERIALTARDIA   POAL   EQUIILIBRIO | 754      | 72,73                 | 2030,00                 |                         |                             |                                              |
| #10                               | TOPOGRAMA   CLUMBARVOL                                                                          | 463      | 19,21                 | 570,65                  | 840,00                  | TC LUMBAR (SELECTIVA)       | -32,1 %                                      |
| #11                               | TOPOGRAMA   PRECONTROL   CONTROL   TORAX-CRESTAS  <br>NEFROGRAFICA                              | 420      | 48,69                 | 1230,00                 |                         |                             |                                              |
| #12                               | TOPOGRAMA   BASALABDM   NEFROGRAFI   EQUIILIBRIO                                                | 375      | 20,96                 | 999,50                  | 1200,00                 | TC UroTC                    | -16,7 %                                      |
| #13                               | TOPOGRAMA   PRECONTROL   CONTROL   TORAX   NEFROGRAFICA  <br>EXCRETORAGMLN                      | 364      | 49,47                 | 1210,00                 |                         |                             |                                              |
| #14                               | TOPOGRAMA   PRECONTROL   CONTROL   TEP                                                          | 330      | 33,14                 | 650,69                  | 550,00                  | TC TEP                      | 18,3 %                                       |
| #15                               | TOPOGRAMA   PRECONTROL   CONTROL   TORAX   ABDOMEN                                              | 320      | 35,57                 | 696,68                  | 990,00                  | TC TORAX-ABDOMEN            | -29,6 %                                      |
| #16                               | TOPOGRAMA   CADERA                                                                              | 297      | 10,36                 | 319,67                  | 760,00                  | TC PELVIS                   | -57,9 %                                      |
| #17                               | TOPOGRAMA   NEFROGRAFICA   EXCRETORA                                                            | 197      | 22,86                 | 1080,00                 |                         |                             |                                              |
| #18                               | TOPOGRAMA   S.INUS                                                                              | 196      | 2,77                  | 58,24                   | 350,00                  | TC FACIAL/SENOS PARANASALES | -83,4 %                                      |
| #19                               | TOPOGRAMA   DENTAL                                                                              | 193      | 4,96                  | 61,85                   | 350,00                  | TC DENTASCAN SIMPLE         | -82,3 %                                      |
| #20                               | TOPOGRAMA   COLO-PRONE   COLO-SUPINE                                                            | 177      | 6,73                  | 335,74                  | 600,00                  | TC COLONOSCOPIA VIRTUAL     | -44 %                                        |
| #21                               | TOPOGRAMA   S.INUS                                                                              | 149      | 11,11                 | 186,17                  | 350,00                  | TC FACIAL/SENOS PARANASALES | -46,8 %                                      |
| #22                               | TOPOGRAMA   TACAR   THORAX   PRECONTROL   CONTROL                                               | 60       | 35,36                 | 534,21                  | 480,00                  | TC TORAX                    | 11,3 %                                       |
| NÚMERO ESTUDIOS/SERIES ANALIZADAS |                                                                                                 | 20203    |                       |                         |                         |                             |                                              |
| NÚMERO ESTUDIOS/SERIES TOTAL CT   |                                                                                                 | 28412    |                       |                         |                         |                             |                                              |
| % ANALIZADO                       |                                                                                                 | 71,11 %  |                       |                         |                         |                             |                                              |

|                                   |                                                                                                                         | CT1-New  |                       |                         | DOPOES II               |                               |                                              |
|-----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------|-----------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------------|----------------------------------------------|
| Descripción HOSPITAL CLÍNICA      |                                                                                                                         | Estudios | CTDI Estudio<br>(mGy) | DLP Estudio<br>(mGy*cm) | DLP Estudio<br>(mGy*cm) | Descripción DOPOES            | % Variación<br>NRD Local Vs<br>NRD Nacional. |
|                                   |                                                                                                                         | N        | Nivel Referencia      | Nivel Referencia        | NRD Nacional            |                               |                                              |
| #1                                | Topograma   Cerebro                                                                                                     | 9118     | 35,60                 | 672,99                  | 960,00                  | TC CRANEAL                    | -29,9 %                                      |
| #2                                | Topograma   Precontrol   Control   Torax   Abdomen                                                                      | 3951     | 22,61                 | 735,46                  | 990,00                  | TC TORAX-ABDOMEN              | -25,7 %                                      |
| #3                                | Topograma   ABDOMEN                                                                                                     | 2664     | 12,30                 | 625,47                  | 765,00                  | TC ABDOMEN                    | -18,2 %                                      |
| #4                                | Topograma   TACAR                                                                                                       | 1758     | 14,20                 | 497,34                  | 480,00                  | TC TORAX                      | 3,6 %                                        |
| #5                                | Topograma   Torax                                                                                                       | 903      | 12,50                 | 452,03                  | 480,00                  | TC TORAX                      | -5,8 %                                       |
| #6                                | Topograma   HIGADO BASAL   Precontrol   Control   TORAX ARTERIAL   HIGADO ARTERIAL   ABDOMEN PORTAL   HIGADO EQUILIBRIO | 869      | 47,33                 | 1533,37                 |                         |                               |                                              |
| #7                                | Topograma   HIGADO BASAL   Precontrol   Control   HIGADO ARTERIAL   HIGADO VENOSO                                       | 799      | 47,94                 | 1946,22                 |                         |                               |                                              |
| #8                                | Topograma   Precontrol   Control   Torax                                                                                | 749      | 13,85                 | 329,72                  | 480,00                  | TC TORAX                      | -31,3 %                                      |
| #9                                | Topograma   CUELLO DUAL                                                                                                 | 612      | 10,20                 | 317,29                  | 625,00                  | TC CUELLO                     | -44,4 %                                      |
| #10                               | Topograma   Precontrol   Control   ARTERIAL TORAX   ARTERIAL HEPATORENAL   NEFROGRAFICA                                 | 529      | 30,97                 | 979,22                  |                         |                               |                                              |
| #11                               | Topograma   TORAX BASAL   Precontrol   Control   AngioTC pulmonar                                                       | 514      | 17,29                 | 507,94                  | 510,00                  | TC ANGIO-TC TORÁCICA PULMONAR | -0,4 %                                       |
| #12                               | Topograma   Cerebro   CERVICAL                                                                                          | 483      | 59,10                 | 1247,14                 |                         |                               |                                              |
| #13                               | Topograma   BASAL   NEFROGRAFICA   EQUILIBRIO                                                                           | 439      | 31,53                 | 1507,43                 | 1200,00                 | TC UroTC                      | 25,6 %                                       |
| #14                               | Topograma   CUELLO                                                                                                      | 433      | 6,85                  | 213,29                  | 625,00                  | TC CUELLO                     | -65,9 %                                      |
| #15                               | Topograma   Precontrol   Control   Torax   Abdomen                                                                      | 432      | 23,41                 | 781,81                  | 990,00                  | TC TORAX-ABDOMEN              | -21 %                                        |
| #16                               | Topograma   Precontrol   Control   AngioTC pulmonar                                                                     | 425      | 7,87                  | 174,59                  | 550,00                  | TC TEP                        | -68,3 %                                      |
| #17                               | Topograma   CL5 LUMBAR CLINIC                                                                                           | 402      | 25,60                 | 741,18                  | 840,00                  | TC LUMBAR (SELECTIVA)         | -11,8 %                                      |
| #18                               | Topograma   CEREBRO   PERFUSION   Precontrol   Control   CRANEO ANGIO                                                   | 371      | 372,23                | 5440,00                 |                         |                               |                                              |
| #19                               | Topograma   CUELLO DE                                                                                                   | 260      | 10,20                 | 343,35                  | 625,00                  | TC CUELLO                     | -45,1 %                                      |
| #20                               | Topograma   PELVIS                                                                                                      | 247      | 19,40                 | 647,27                  | 760,00                  | TC PELVIS                     | -14,8 %                                      |
| #21                               | Topograma   MAXILAR SUPERIOR + Topograma   MAXILAR INFERIOR + Topograma   MAXILO FACIAL                                 | 154      | 9,62                  | 168,44                  | 350,00                  | TC DENTASCAN SIMPLE           | -51,9 %                                      |
| #22                               | Topograma   PRONO   SUPINO                                                                                              | 128      | 5,53                  | 273,64                  | 600,00                  | TC COLONOSCOPIA VIRTUAL       | -54,4 %                                      |
| NÚMERO ESTUDIOS/SERIES ANALIZADAS |                                                                                                                         | 26240    |                       |                         |                         |                               |                                              |
| NÚMERO ESTUDIOS/SERIES TOTAL CT   |                                                                                                                         | 35086    |                       |                         |                         |                               |                                              |
| % ANALIZADO                       |                                                                                                                         | 74,79 %  |                       |                         |                         |                               |                                              |

Evolución temporal del NRD Local para los protocolos equivalentes #1 del CT1-Old y #2 del CT1-New para las magnitudes CTDI y DLP y el parámetro de control longitud total de escaneo:





## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El formalismo descrito en la ICRP135 nos ha permitido caracterizar de forma consistente los NRD Locales de los principales protocolos de los equipos TC analizados.

La desviación estándar calculada para cada protocolo y magnitud dosimétrica, tal como se aprecia en la representación temporal de los datos, puede ser una buena referencia para saber si un estudio en concreto tiene un valor anómalo respecto del NRD Local.

La representación gráfica de las magnitudes dosimétricas y de control permiten determinar la validez y evolución de los NRD Locales.

Los NRD Locales determinados están por debajo de los NRD Nacionales en 30 protocolos, en 4 están por encima y en 10 no se ha podido definir una equivalencia con los protocolos descritos en DOPOES.

## REFERENCIAS

- DIRECTIVA 2013/59/EURATOM, PROTECTION AGAINST IONISING RADIATION.
- REAL DECRETO 601/2019, SOBRE JUSTIFICACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DEL USO DE LAS RADIACIONES IONIZANTES PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LAS PERSONAS CON OCASIÓN DE EXPOSICIONES MÉDICAS.
- DOPOES II. NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD) Y ESTIMACIÓN DE DOSIS POBLACIONAL EN ESPAÑA.
- ICRP PUBLICATION 135: DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN MEDICAL IMAGING.
- MANUAL SOFTWARE QAEUM DOSE.



## SEGUIMIENTO DE LAS LESIONES EN PIEL TRAS PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS GUIADOS POR FLUOROSCOPIA

Paradela Díaz, G. (I); Rosado del Castillo, R. (I); Honorato Hernández, S. (I); García Castañón, P. (I); Chamorro Serrano, P. (I); Prieto Martín, C. (I)

(I) Hospital Universitario de La Princesa

PALABRAS CLAVE: EFECTOS EN PIEL/INTERVENCIONISMO/DOSIS A PACIENTES

### INTRODUCCIÓN

Los procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia (PIGFs) son una práctica habitual de muchos servicios de un hospital, tanto por las nuevas técnicas que ofrecen como por sus ventajas frente a cirugías convencionales. No obstante, estos procedimientos pueden dilatarse en el tiempo y necesitar un gran número de imágenes para completarse. En consecuencia, la piel del paciente podría recibir gran cantidad de radiación ionizante y desarrollar una

radiodermatitis. La incidencia es significativamente baja en intervencionismo, pero podría pasar desapercibida: cuadro sintomático primario escaso, período de latencia, mala visibilidad, etc.

Para evitar diagnósticos tardíos, se ha diseñado un protocolo para la detección de aquellos pacientes más proclives a sufrir una alteración en su piel a causa de la radiación de un PIGF.

### MÉTODO

Mediante un sistema de gestión de dosis (DOLQA) se han recogido, durante el tiempo que lleva activo el protocolo (ocho meses), los valores de tres indicadores dosimétricos: PKA,  $K^{air}$  y DMP. El criterio para determinar si un paciente está sujeto a seguimiento se basa en superar alguno de los siguientes límites, establecidos por CIRSE y SIR<sup>2</sup>: 500 Gy\*cm<sup>2</sup> para el PKA, 5 Gy para el  $K^{air}$  y 3 Gy para la DMP. Si se supera alguno en una o en varias intervenciones realizadas sobre el mismo paciente, en la misma región anatómica y con un mes de diferencia entre ellas como máximo, se inicia el seguimiento.

Durante esta etapa se explica al paciente que en su procedimiento ha sido necesario el uso de una gran cantidad de radiación y que su piel podría sufrir algún cambio. Se le comenta el posible aspecto y zona donde podría ocurrir, gracias a reconstrucciones como la FIGURA 1. Mediante consulta telefónica/presencial se sigue la evolución del caso durante un mes y se buscan posibles factores radiosensibilizantes. En caso de lesión, se realizan las gestiones necesarias para citarlo en el servicio de dermatología, a quiénes consultaremos para conocer la evolución de la radiodermatitis.

### RESULTADOS

Se han realizado 2454 PIGFs, pero solo con 15 (0,6%) se activó el seguimiento. Afortunadamente, ninguno de ellos sufrió ningún efecto en su piel a causa de la radiación. La ACTP fue el procedimiento que ha implicado mayores dosis y mayor número de pacientes seguidos. La mayoría no sabía que habían sido expuestos a radiaciones ionizantes hasta que los especialistas de Protección Radiológica hablaron con ellos.

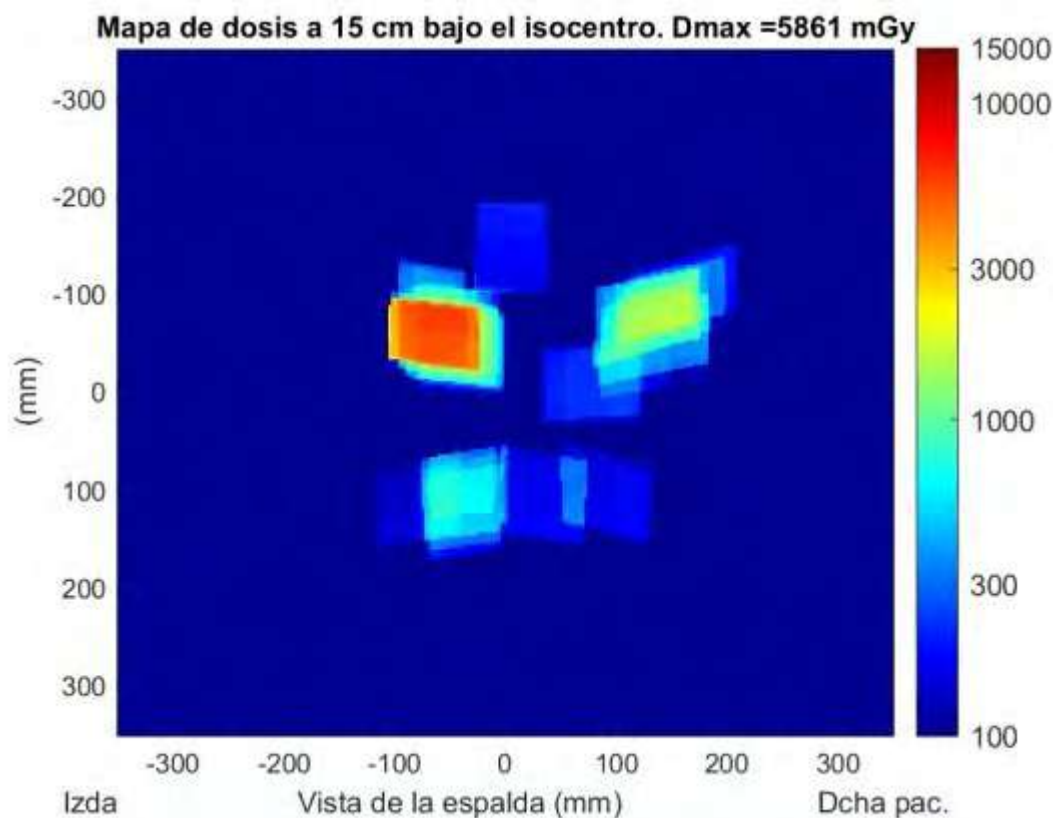
### DISCUSIÓN

No se ha detectado ninguna lesión ni siquiera en aquellos que presentaban factores radiosensibilizantes. El reciente énfasis en educación en protección radiológica a los profesionales, la optimización de los equipos en dosis-imagen y quizá unos valores de activación conservadores, contribuyen a explicar esta mínima incidencia.

### CONCLUSIONES

Este protocolo estandariza el seguimiento y ha mejorado el conocimiento de los pacientes sobre posibles riesgos de la radiación asociados a un PIGF. Los pacientes agradecen conocer estos detalles, que podrían serles útiles si los síntomas de radiodermatitis aparecen más adelante. La implantación en otros centros de este tipo de programas permitiría tener una mejor comprensión de estos efectos deterministas de la radiación.





#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> FRAZIER, THOMAS H., ET AL. FLUOROSCOPY-INDUCED CHRONIC RADIATION SKIN INJURY: A DISEASE PERHAPS OFTEN OVERLOOKED. ARCHIVES OF DERMATOLOGY, 2007, VOL. 143, NO 5, P. 637-640.
- <sup>2</sup> STECKER, MICHAEL S., ET AL. "GUIDELINES FOR PATIENT RADIATION DOSE MANAGEMENT." JOURNAL OF VASCULAR AND INTERVENTIONAL RADIOLOGY 20.7 (2009): S263-S273.

## DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DE LA PRIMERA CAPA DECIMORREDUCTORA TVL<sub>1</sub> Y DE EQUILIBRIO TVL<sub>e</sub> DEL HORMIGÓN BARITADO

Castelló Muñoz, A. (1); Alamán Sánchez, C. (1); Ortiz Llagaria, M. D. (1); Díez Domingo, S. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia

#### INTRODUCCIÓN

El hormigón baritado se compone de una mezcla variable de hormigón ordinario al que se le añade barita o BaSO<sub>4</sub> y un fluidificante para poder ser bombeado.

El objetivo de este trabajo es calcular TVL<sub>1</sub> y TVL<sub>e</sub> del hormigón baritado.

#### MATERIAL Y MÉTODO

- 10 bloques de hormigón baritado de dimensiones 20x20x5 cm<sup>3</sup> facilitados por el constructor.
- Acelerador lineal "Trilogy" de Varian Medical Systems instalado en 2015 en el Hospital Clínico Universitario de Valencia.
- Cámara tipo farmer con caperuza plástica y electrómetro Wellhöfer Dose 1 ambos de IBA Dosimetry.

Como método se medirá la carga recogida por la cámara de ionización de un haz de radiación al atravesar diferentes espesores de hormigón baritado.

**Montaje:** Gantry a 90° y mesa a 270°. Sobre esta se disponen los bloques de hormigón baritado en fila que van numerados del 1 al 10. Cada bloque aporta 5 cm de espesor de material. La cámara con su caperuza puesta se centra con los láseres en su punto de referencia, en posición transversal al haz y situada detrás de la fila de bloques en una posición fija a 50 cm medida desde el bloque número 1 y a 200 cm de la fuente efectiva del acelerador.

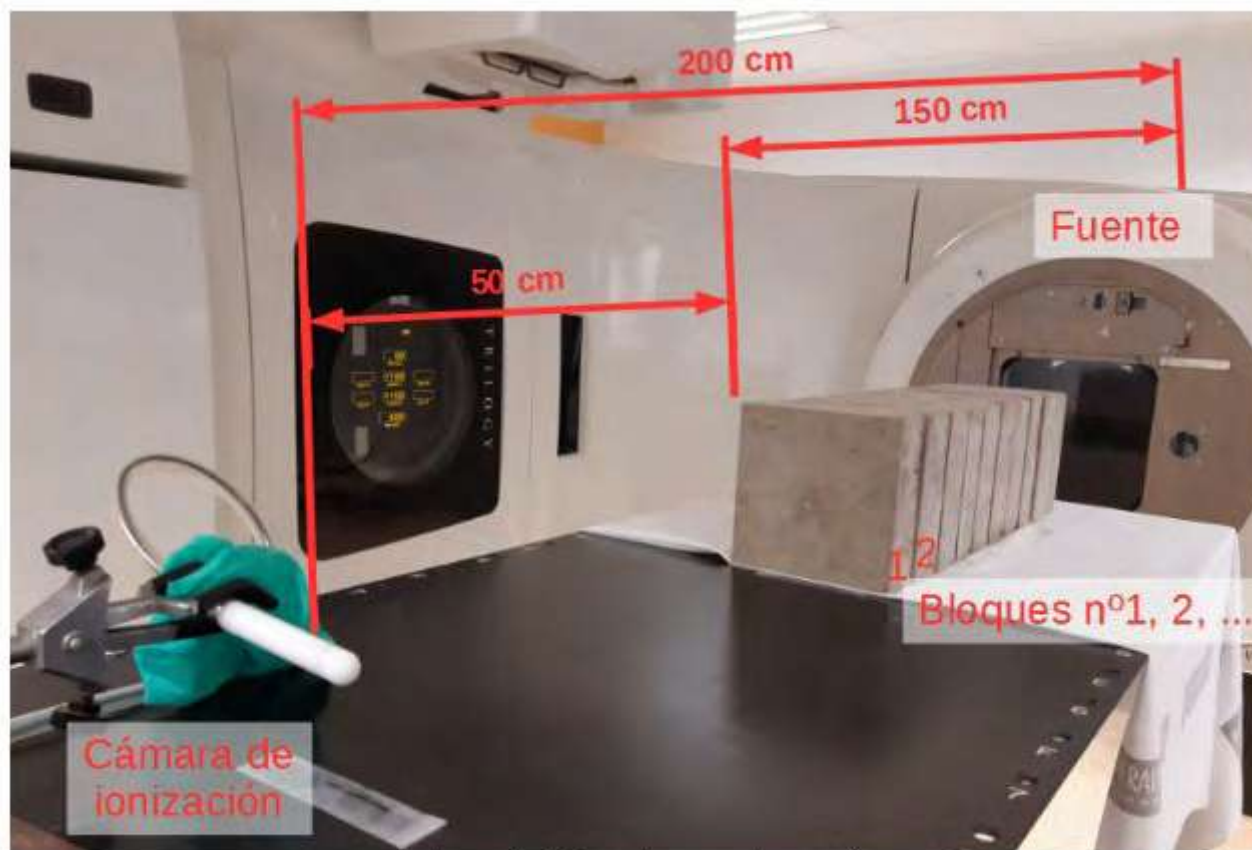


Figura 1. Montaje experimental.

Características del campo: campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, haz de fotones de 10 MV y tasa 600 UM/min.

Cálculos: como es habitual en el cálculo de barreras se emplean las siguientes expresiones:  $TVL_1 = t_{barrera} / -\log(B)$  y

$$TVL_e = (t_{barrera} - TVL_1) / (-\log(B) - 1)$$

donde:

$t_{barrera}$  = espesor de la barrera (cm). B = factor de transmisión.

$TVL_1$  = 1ª capa decimorreductora (cm).

$TVL_e$  = capa decimorreductora de equilibrio (cm).

Para calcular  $TVL_1$  emplearemos los datos medidos con espesores cercanos a su valor teórico, es decir, los comprendidos entre 20 y 40 cm de  $t_{barrera}$ . Para  $TVL_e$ , que tiene en cuenta el cambio en el espectro energético del haz al atravesar un espesor suficiente de material, emplearemos espesores mayores al valor que obtengamos de  $TVL_1$ .



## RESULTADOS

| Nº bloques | TVL <sub>1</sub>          |        |       |         | TVLe                                        |           |
|------------|---------------------------|--------|-------|---------|---------------------------------------------|-----------|
|            | t <sub>barrera</sub> (cm) | Q (nC) | B     | -Log(B) | t <sub>barrera</sub> -TVL <sub>1</sub> (cm) | -Log(B)-1 |
| 1-10       | 50                        | 0,074  | 0,004 | 2,373   | 29                                          | 1,373     |
| 1-9        | 45                        | 0,124  | 0,007 | 2,147   | 24                                          | 1,147     |
| 1-8        | 40                        | 0,206  | 0,012 | 1,927   | 19                                          | 0,927     |
| 1-7        | 35                        | 0,340  | 0,019 | 1,710   | 14                                          | 0,710     |
| 1-6        | 30                        | 0,600  | 0,034 | 1,464   | 9                                           | 0,464     |
| 1-5        | 25                        | 1,054  | 0,060 | 1,219   | 4                                           | 0,219     |
| 1-4        | 20                        | 1,824  | 0,105 | 0,981   |                                             |           |
| 1-3        | 15                        | 3,002  | 0,172 | 0,764   |                                             |           |
| 1-2        | 10                        | 5,272  | 0,302 | 0,520   |                                             |           |
| 1          | 5                         | 9,438  | 0,541 | 0,267   |                                             |           |
| 0          | 0                         | 17,445 | 1,000 | 0       |                                             |           |

Tabla 1. Resumen de resultados

Para obtener TVL<sub>1</sub> calculamos la pendiente de la recta que sale de representar gráficamente t<sub>barrera</sub> frente a -log(B):

TVL = (21,0 ± 0,6) cm con un R<sup>2</sup> = 0,9997.

De la misma manera se obtiene TVL<sub>e</sub> representando (t<sub>barrera</sub> -TVL<sub>1</sub>) frente a (-Log(B)-1):

TVL<sub>e</sub> = (21,8 ± 0,6) cm con un R<sup>2</sup> = 0,9997.

## DISCUSIÓN

El valor teórico TVL<sub>1</sub> según *NCRP Report No. 151* es de 30,1 cm que comparado con el obtenido presenta una diferencia de un 30,2%. Esto podría deberse a que el montaje experimental no está hecho en condiciones ideales en que el haz es suficientemente estrecho como para considerarlo monoenergético.

Los valores de TVL<sub>1</sub> y TVL<sub>e</sub> se asemejan siendo un 3,7% la diferencia entre ellos.

## CONCLUSIONES

El valor obtenido de TVL<sub>1</sub> difiere mucho del valor que encontramos en la bibliografía y es muy similar al valor obtenido de TVL<sub>e</sub>.

# PUESTA EN MARCHA DE UNA LISTA DE COMPROBACIONES PRE-TRATAMIENTO PARA LOS TÉCNICOS DE RADIOTERAPIA

Pinto Monedero, M. (1); Rodríguez Romero, R. (1); Sánchez Rubio, P. (1); Martínez Ortega, J. (1); Isabel Santos, C. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

PALABRAS CLAVE: SEGURIDAD DEL PACIENTE, INCIDENTE, ANÁLISIS CAUSA-RAÍZ, LISTA DE COMPROBACIONES

## INTRODUCCIÓN

En el sistema interno de notificación de incidentes en radioterapia (SINIRT), dependiente del Grupo de Seguridad del Paciente en Radioterapia (GSPRT), se registró un incidente relacionado con un error de fraccionamiento que alcanzó al paciente. Resultado del análisis del incidente, se propuso implementar una lista de comprobaciones pre-tratamiento de los principales aspectos clínico-técnicos del tratamiento radioterápico, a realizar por los técnicos de radioterapia (TER).

El objetivo de este trabajo es analizar el incidente registrado y describir la lista de verificación implementada como barrera de seguridad adicional a las existentes.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado un análisis causa-raíz del incidente de error en el fraccionamiento administrado a un paciente. La ficha resumen del análisis puede verse en la figura 1. En consecuencia, se propuso implementar una lista de comprobaciones antes del inicio



de tratamiento realizada por los TER de las unidades de tratamiento. Para su elaboración se tuvieron en cuenta las recomendaciones del documento TG275 *Strategies for Effective Physics Plan and Chart Review in Radiation Therapy*[1] de la AAPM, así como la experiencia del análisis de los cuasi-incidentes reportados en el SINIRT del propio centro.

Las incidencias detectadas gracias a la implementación de esta nueva barrera se registran en el SINIRT con una etiqueta que permita evaluar la eficacia de la lista de comprobaciones una vez superada la fase inicial de implantación.

## RESULTADOS

El suceso iniciador fue un error en la transcripción de la prescripción en el planificador (25 Gy en 25 fracciones vs 25 Gy en 10 fracciones). Como factores contribuyentes se señalaron: la sobrecarga asistencial del personal de radiofísica, personal nuevo con poca experiencia, la aprobación médica del plan de tratamiento de forma no conjunta con el radiofísico responsable, y el fallo de la barrera de verificación de radiofísica del plan previo al tratamiento (figura 1).

| FICHA DE ANÁLISIS DE INCIDENTE      |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
|-------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Descripción del incidente           | Con fecha ** de 2021 comunican los técnicos de la unidad de Tomoterapia que un paciente en tratamiento de profilaxis del SNC (holocráneo con protección de hipocampo) cuya prescripción médica era 25 Gy en 10 fracciones, ha finalizado su sesión número 10 y el paciente comenta que finaliza hoy su tratamiento. En la unidad quedan sesiones disponibles para seguir tratando. Se revisa la planificación y se comprueba que ha habido un error en la transcripción de la prescripción dosimétrica al planificador y en vez de planificar 25 Gy en 10 fracciones (2.5 Gy/día) como se pretendía, se introdujeron 25 Gy en 25 fracciones (1 Gy/día). Este tratamiento fue aprobado por su médico responsable conjuntamente con otro físico que no era el responsable del plan, fue verificado en la unidad por el técnico dosimetrista y revisado por otro físico independiente siguiendo un chek-list establecido para todos los pacientes sin que fuese detectado. |
| Motivo por el que se analiza        | El incidente:<br>- Se saltó varias barreras de seguridad<br>- Alcanzó al paciente<br>- Supuso una desviación dosimétrica respecto a la dosis prescrita superior al 10% (infradosificación)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| Método de análisis                  | Análisis causa-raíz                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| Causas que provocaron el incidente  | - El radiofísico introdujo un número de sesiones incorrecto en el planificador<br>- El médico responsable aprobó el plan de tratamiento sin comprobar el número de sesiones<br>- Los técnicos de la unidad no comprobaron el número de sesiones programadas en la unidad                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| ¿Falló alguna barrera de seguridad? | - Falló la barrera de aprobación conjunta del plan de tratamiento entre físico y médico responsables.<br>- Fallo la barrera de revisión independiente de otro físico del plan de tratamiento previo al inicio.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |
| Factores contribuyentes             | - Sobrecarga asistencial (en ese momento había varias personas de baja sin sustitución en el servicio)<br>- Falta de formación de la persona que realizó la revisión redundante<br>- Fallo de procedimiento: no comprobación rutinaria del número de fracciones en la unidad                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
| Acciones inmediatas                 | Se evaluó la DBE del tratamiento ya impartido y se realizó un nuevo tratamiento para compensar la pérdida de control control tumoral sin comprometer los OARs de 7 fracciones a 2.5Gy/día.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| Acciones de mejora                  | Implementar un check-list pre-tratamiento a realizar por los técnicos de la unidad antes del inicio del paciente donde se revisen los principales parámetros clínico-técnicos, entre ellos, la dosis total, dosis por fracción y número de fracciones.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |

Figura 1: ficha resumen del análisis del incidente

La lista de comprobaciones implementada incluye un total de 25 ítems agrupados en 4 bloques (ver figura 2): identificación, prescripción, técnica de tratamiento y viabilidad del tratamiento. Se rellena en un documento en la red de registro y verificación por los TER responsables de la unidad de tratamiento. Salvo las comprobaciones relativas a las colisiones, que requieren de la presencia del paciente, la lista se rellena con la mayor antelación posible para poder subsanar las incidencias. El tiempo medio empleado en realizar las comprobaciones se estima entre 7 y 10 minutos por paciente.





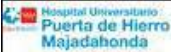
|  <b>LISTA DE COMPROBACIONES PREVIA A INICIO DE TRATAMIENTO RT EXTERNA</b> |                      |                                                                                                                     |                                            |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------|
| <b>1. IDENTIFICACIÓN</b>                                                                                                                                   |                      |                                                                                                                     |                                            |
| <b>1.1. Paciente</b>                                                                                                                                       |                      |                                                                                                                     |                                            |
| Nombre                                                                                                                                                     | <input type="text"/> | Cotejar los datos disponibles en la unidad/red de tratamiento vs. ficha/SELENE                                      |                                            |
| Número de historia clínica                                                                                                                                 | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
| Fecha de nacimiento                                                                                                                                        | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
| <b>1.2. Cursos/Planes de tratamiento</b>                                                                                                                   |                      |                                                                                                                     |                                            |
| Nombre curso/plan                                                                                                                                          | <input type="text"/> | Coherente con localización, lateralidad, técnica, etc. Ej: MamaIzqDIBH                                              |                                            |
| Cursos/planes disponibles                                                                                                                                  | <input type="text"/> | SOLO deben estar disponibles los actuales, solicitar COMPLETAR los previos                                          |                                            |
| Fases                                                                                                                                                      | <input type="text"/> | Si varias fases, verificar fase actual                                                                              |                                            |
| Localizaciones (isocentros)                                                                                                                                | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
| Bolus                                                                                                                                                      | <input type="text"/> | Si bolus en prescripción, revisar inclusión y espesor en la R&V                                                     |                                            |
| Moldes e-/TBI                                                                                                                                              | <input type="text"/> | Si moldes de e- o protección pulmonar TBI, comprobar su disponibilidad                                              |                                            |
| <b>1.3. Inmovilización</b>                                                                                                                                 |                      |                                                                                                                     |                                            |
| Orientación paciente                                                                                                                                       | <input type="text"/> | Descripción escrita y/o gráfica de la posición del paciente e inmovilización                                        |                                            |
| Soporte                                                                                                                                                    | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
| Máscara                                                                                                                                                    | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
| Indexación                                                                                                                                                 | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
| <b>2. PRESCRIPCIÓN</b>                                                                                                                                     |                      |                                                                                                                     |                                            |
| Nº fracciones                                                                                                                                              | <input type="text"/> | Cotejar los datos disponibles en la unidad/red de tratamiento (planificación) vs. ficha/SELENE prescripción médica) |                                            |
| Dosis/fracción                                                                                                                                             | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
| Dosis total                                                                                                                                                | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
| Localización/lateralidad                                                                                                                                   | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
| <b>3. TÉCNICA DE TRATAMIENTO</b>                                                                                                                           |                      |                                                                                                                     |                                            |
| Tipo de irradiación                                                                                                                                        | <input type="text"/> | Estática, IMRT dinámica, VMAT. Verificar código color MLC en R&V                                                    |                                            |
| Control respiratorio                                                                                                                                       | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
|                                                                                                                                                            | Ninguno              | <input type="text"/>                                                                                                |                                            |
|                                                                                                                                                            | Compresor            | <input type="text"/>                                                                                                |                                            |
|                                                                                                                                                            | DIBH                 | <input type="text"/>                                                                                                |                                            |
|                                                                                                                                                            | Gating               | <input type="text"/>                                                                                                |                                            |
|                                                                                                                                                            |                      | Amplitud <input type="text"/>                                                                                       |                                            |
|                                                                                                                                                            |                      | Ventana tto <input type="text"/>                                                                                    | Fase TC planificación <input type="text"/> |
| Guiado por imagen                                                                                                                                          | <input type="text"/> | Programadas en ARIA imágenes 2D/3D según protocolo correspondiente                                                  |                                            |
| Guiado por superficie                                                                                                                                      | <input type="text"/> |                                                                                                                     |                                            |
|                                                                                                                                                            | Ninguno              | <input type="text"/>                                                                                                | Protocolo VRT ROI                          |
|                                                                                                                                                            | Monitorización       | <input type="text"/>                                                                                                | <input type="text"/>                       |
| <b>4. VIABILIDAD DEL TRATAMIENTO</b>                                                                                                                       |                      |                                                                                                                     |                                            |
| Descarga en consola de tratamiento                                                                                                                         | <input type="text"/> | Verificar que se puede descargar el plan/es de tratamiento en la consola y sistemas anexos (Vision RT)              |                                            |
| Desplazamientos                                                                                                                                            | <input type="text"/> | Comprobar la disponibilidad de desplazamientos                                                                      |                                            |
| Ausencia de colisión                                                                                                                                       | <input type="text"/> | Antes de impartir el tratamiento, verificar la ausencia de colisión.                                                |                                            |
| Notas de alerta                                                                                                                                            | <input type="text"/> | Revisadas notas de alerta de paciente                                                                               |                                            |

FIGURA 2: Lista de comprobaciones antes del tratamiento para los TER

## CONCLUSIONES

A pesar de existir una barrera previa de revisión realizada por un radiofísico independiente, consideramos que la implementación de esta lista de comprobaciones, que incluye los principales aspectos clínicos y técnicos del tratamiento en la propia unidad



y realizada por el técnico de radioterapia, contribuirá a mejorar la seguridad del proceso radioterápico en nuestro centro. El análisis del incidente ocurrido, que fue registrado en el sistema interno de notificación de incidentes, y el aprendizaje a partir del mismo, han sido la base de la implementación de esta nueva barrera de seguridad en el proceso radioterápico.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> E. FORD ET AL. STRATEGIES FOR EFFECTIVE PHYSICS PLAN AND CHART REVIEW IN RADIATION THERAPY: REPORT OF AAPM TASK GROUP 275. MEDICAL PHYSICS 2020. 47 (6) 237:272.
- <sup>2</sup> MEDICAL PHYSICS PRACTICE GUIDELINE (MPPG) 11.A: PLAN AND CHART REVIEW IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY AND BRACHYTHERAPY. P.XIA. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS. 2021;22(9):4–19.

# PERSONALIZACIÓN DE LOS TIEMPOS DE CONVIVENCIA CON RESTRICCIONES DE LOS PACIENTES CON CDT TRATADOS CON I-131

Andrei Cristian, M. (1); Vazquez Martinez, M. M. (1); Guerrero Calatayud, C. (1); Prado Wohlwend, S. (1); Bello Arques, P. (1); Torres Espallardo, I. (1)  
(1) Hospital Universitario y Politécnico la Fe

PALABRAS CLAVE: TIEMPO EFECTIVO, VIDA EFECTIVA MEDIA, CDT, TIEMPO DE RESTRICCIONES, PERSONALIZACIÓN, INDIVIDUALIZACIÓN.

## INTRODUCCIÓN

Los pacientes con CDT tratados con I-131 reciben una serie de recomendaciones de convivencia en el momento del alta para reducir la exposición de las personas de su entorno. Las recomendaciones y la duración de las mismas están recogidas en el Foro (CSN/SEPR/SEFM 2011) sobre Protección Radiológica en el medio sanitario. Al asumir unos tiempos de eliminación genéricos (vida media efectiva de 3 y 5 días en función de si el paciente es metastásico), la duración de las recomendaciones puede ser excesivamente conservadora para aquellos pacientes con una rápida eliminación del radiofármaco, dificultando su vida. En este trabajo se presenta una metodología en la individualización del tiempo de restricción a partir del cálculo de tiempos efectivos personalizados. La personalización de la duración de los tiempos de restricción quedaría implementada en el flujo de trabajo habitual sin suponer ningún trabajo extra para los profesionales.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para todos los pacientes con CDT tratados con I-131-INA del Hospital de la Fe se efectúa un conjunto de medidas en 5 localizaciones distribuidas en cuatro puntos temporales con el objeto de realizar dosimetría personalizada post-tratamiento. Los puntos de medida en cada momento de la tasa de dosis son: contacto tiroides, contacto vejiga, contacto riñones, a 1 metro y a 2 metros a la altura de la tiroides. Los 4 puntos temporales son: 1 hora (antes de orinar), 24 horas, 48 horas (momento del alta) y 96 o 120 horas (gammagrafía de cuerpo completo) tras administración del radiofármaco. Las medidas de la tasa de dosis se efectúan con un detector de centelleo (Atomtex AT1123).

Las medidas de la tasa de dosis 1 metro a la altura de la tiroides antes del alta permiten estimar el tiempo efectivo de eliminación del I-131. Utilizando la expresión para el cálculo del tiempo de restricción del Foro se puede personalizar el tiempo de restricciones. Se han analizado 773 pacientes tratados en el HUIP la Fe, 198 hombres y 575 mujeres, con una dosis media administrada de  $3626 \pm 1258$  MBq ( $98 \pm 34$  mCi).

## RESULTADOS

La distribución de la vida efectiva media se puede observar en la FIGURA 1. El tiempo efectivo medio es  $0.76 \pm 0.28$  días y el rango de 0.29 – 2.47 días, obteniéndose una reducción de los tiempos de restricción entre el 18%–90% en pacientes ablativos y una reducción entre el 51%–94% para pacientes con metástasis.



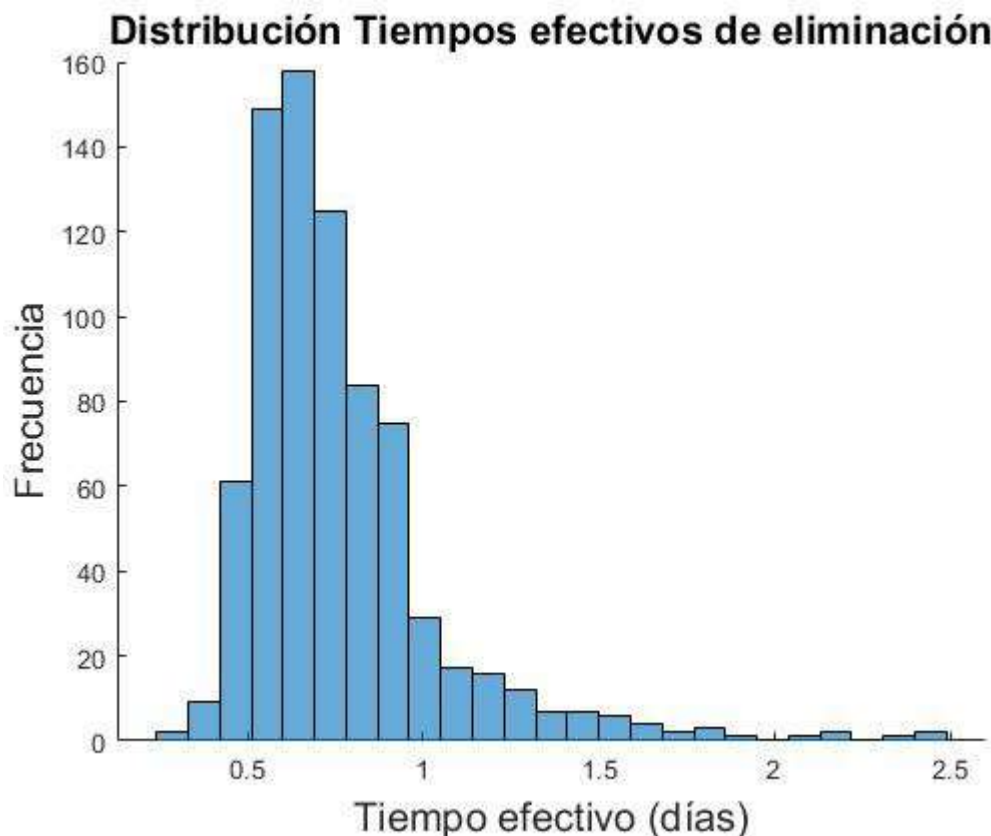


FIGURA 1: Distribución de los tiempos efectivos.

## DISCUSIÓN

Los tiempos efectivos obtenidos son similares a los que se presentan en la literatura. La metodología presentada supone una reducción importante en los tiempos de restricción, aumentando la comodidad de los pacientes con una situación socioeconómica complicada.

## CONCLUSIÓN

La personalización de los tiempos de restricción en los tratamientos con I-131 supone un aumento del bienestar de los pacientes con CDT y del colectivo cercano al reducir la carga psicológica que supone la disminución de los tiempos de restricción, sin el aumento de la carga de trabajo de los profesionales.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN), SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA (SEFM), SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (SEPR) (2011). FORO SOBRE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO: CRITERIOS DE ALTA DE PACIENTES Y MEDIDAS PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO DESPUÉS DE TRATAMIENTOS METABÓLICOS CON I131. MADRID: CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR.
- <sup>2</sup> M.A. RIVAS BALLARÍN, P. RUIZ MANZANO, A. HERNÁNDEZ VITORIA, F. LOZANO FLORES, P. ORTEGA PARDINA (2002, MARZO). PERSONALIZACIÓN DE LAS RESTRICCIONES Y RECOMENDACIONES QUE DEBE SEGUIR EL PACIENTE TRATADO CON I-131. UNA EXPERIENCIA DE DOS AÑOS (2000-2001). RADIOPROTECCIÓN. REVISTA DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. N°31, VOL IX.
- <sup>3</sup> JOSÉ FRANCISCO MARTÍ VIDAL, M° CARMEN BAÑOS CAPILLA (1997). PERSONALIZACIÓN DEL CRITERIO DE ALTA DEL PACIENTE INGRESADO PARA TRATAMIENTO ABLATIVO DE RESTOS TIROIDEOS CON I-131 . RADIOPROTECCIÓN. REVISTA DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. N°15, VOL V.
- <sup>4</sup> RUIZ, M. A., FERRER, N., CÓRDOBA, D., ALONSO, L., SASTRE, J. M., & ARRANZ, L. (2010). DOSIMETRÍA DE PACIENTES CON CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES EN TRATAMIENTO DE TERAPIA METABÓLICA CON I-131 A PARTIR DE MEDIDAS DE TASA DE DOSIS EXTERNA. REVISTA DE FÍSICA MÉDICA, 11(1).
- <sup>5</sup> BARQUERO, R., BASURTO, F., VEGA-CARRILLO, H. R., IÑIGUEZ, M. P., FERRER, N., & ESTEBAN, R. (2008). CORRELATION BETWEEN EXTERNAL EXPOSURE AND ACTIVITY IN PATIENTS UNDERGOING 131-I THYROID CANCER THERAPY. HEALTH PHYSICS, 95(2), 227-233.



- <sup>6</sup> MÍNGUEZ, P., GENOLLA, J., CELEIRO, J. J., & FOMBELLIDA, J. C. (2013). DOSIMETRY IN DIFFERENTIATED THYROID CARCINOMA. MEDICAL PHYSICS, 40(1), 012502.
- <sup>7</sup> NORTH, D. L., SHEARER, D. R., HENNESSEY, J. V., & DONOVAN, G. L. (2001). EFFECTIVE HALF-LIFE OF <sup>131</sup>I IN THYROID CANCER PATIENTS. HEALTH PHYSICS, 81(3), 325-329.
- <sup>8</sup> WILLEGAIGNON, J., MALVESTITI, L. F., GUIMARAES, M. I., SAPIENZA, M. T., ENDO, I. S., NETO, G. C., ... & SORDI, G. M. A. (2006). <sup>131</sup>I EFFECTIVE HALF-LIFE (TEFF) FOR PATIENTS WITH THYROID CANCER. HEALTH PHYSICS, 91(2), 119-122.

---

## CÁLCULO DE BLINDAJES PARA UNA INSTALACIÓN DE GAMMA KNIFE

Castelló Muñoz, A. (1); Alamán Sánchez, C. (1); Ortiz Llagaria, M. D. (1); Díez Domingo, S. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia

### INTRODUCCIÓN

El *Gamma Knife® Icon™* de la casa comercial *Elekta* es un equipo de radiocirugía craneal que emplea un conjunto de 192 fuentes radiactivas fijas de cobalto 60 dispuestas de manera casi semiesférica y colimadas que apuntan a un isocentro común. Lleva incorporado, además, un tubo de rayos X para verificar la posición del paciente mediante imagen tipo *cone beam CT* (CBCT).

El objetivo de este trabajo es calcular el blindaje necesario para la instalación que va a alojar el nuevo *Gamma Knife® Icon™* del Hospital Clínico Universitario de Valencia.

### MATERIAL Y MÉTODO

*Elekta* proporciona una guía<sup>1</sup> donde aparecen las matrices con los niveles máximos de tasa de kerma en aire en horizontal y vertical en la sala en las condiciones de máxima exposición en diferentes modos, esto es, en modo compuerta abierta con el colimador de máximo tamaño y sin paciente ( $K_o$ ), modo compuerta cerrada donde solo contribuyen las fugas ( $K_L$ ) y modo CBCT ( $K_{CBCT}$ ). La cuadrícula de estas matrices está espaciada cada 0.5 m y los datos están dados en  $\mu\text{Sv/h}$ .



|     |     |      |      |      |     |     |     |    |    |    |    |
|-----|-----|------|------|------|-----|-----|-----|----|----|----|----|
| 84  | 91  | 92   | 90   | 92   | 91  | 84  | 74  | 64 | 56 | 49 | 37 |
| 100 | 109 | 108  | 107  | 108  | 109 | 100 | 90  | 71 | 51 | 40 | 33 |
| 121 | 135 | 147  | 144  | 147  | 135 | 121 | 99  | 75 | 50 | 36 | 25 |
| 150 | 173 | 196  | 193  | 196  | 173 | 150 | 112 | 71 | 49 | 34 | 21 |
| 179 | 227 | 274  | 287  | 274  | 227 | 179 | 109 | 73 | 42 | 27 | 14 |
| 191 | 307 | 394  | 459  | 394  | 307 | 191 | 105 | 55 | 29 | 14 | 8  |
| 164 | 365 | 593  | 786  | 593  | 365 | 164 | 68  | 27 | 11 | 7  | 5  |
| 68  | 357 | 952  | 1594 | 952  | 357 | 68  | 20  | 11 | 7  | 6  | 4  |
| 17  | 40  | 1033 | 3881 | 1033 | 40  | 17  | 10  | 6  | 5  | 4  | 4  |
| 6   | 5   | 1940 |      | 1940 | 5   | 6   | 6   | 4  | 3  | 3  | 3  |
| 4   | 5   |      |      |      | 5   | 4   | 3   | 3  | 3  | 2  | 2  |
| 4   | 5   |      |      |      | 5   | 4   | <2  | <2 | <2 | <2 | <2 |
| 2   | 2   |      |      |      | 2   | 2   | <2  | <2 | <2 | <2 | <2 |
| <2  | 2   | 7    | 12   | 7    | 2   | <2  | <2  | <2 | <2 | <2 | <2 |
| <2  | <2  | <2   | 5    | <2   | <2  | <2  | <2  | <2 | <2 | <2 | <2 |

Como método se va a emplear la suma de las diferentes contribuciones para obtener la tasa de kerma en aire total que alcanza cada punto de la sala. Se harán las siguientes suposiciones:

- 4 pacientes/día con tratamientos de 30 minutos de duración.
- Pruebas de control de calidad que equivalen a 1 paciente al mes con un tratamiento de 30 minutos. Se realizan un CBCT a cada paciente.
- 40 horas/semana de trabajo para el personal profesionalmente expuesto y 50 semanas/año. Para cada barrera se elige el peor punto de la matriz de dosis para el cálculo.
- Factor de uso es  $U=1$  para todas las barreras.
- No se considera atenuación de la radiación ni radiación dispersa debida al paciente.
- Para áreas controladas la tasa máxima de dosis es  $P=5 \text{ mSv/año}$  y para áreas no controladas  $P=1 \text{ mSv/año}$ .
- Primera capa decimorreductora del hormigón ordinario para cobalto 60<sup>3</sup>:  $TVL = 24,5 \text{ cm}$

Con estas suposiciones la dosis equivalente anual se calcula como:  $K=(81/160K_o+2K_L+81/80K_{CBCT})(mSv)$

Como es habitual en el cálculo de blindajes se calcularán los siguientes factores:

- Factor de transmisión:  $B=P/KUT$ , donde  $T$  es el factor de ocupación.
- Número de capas decimorreductoras:  $n=-\log(B)$
- Espesor de barrera:  $t=n \cdot TVL_L$



Descripción de la instalación: El *Gamma Knife* va a ir situado en una sala donde a los pies de la máquina está la calle, en la dirección craneal una sala de PET, a su derecha unas instalaciones del servicio de medicina nuclear y a su izquierda la sala de control y la puerta de entrada al búnker.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

| Barrera | Zona           | Tipo de área  | T     | d(m) | K <sub>0</sub><br>(μSv/h) | K <sub>L</sub><br>(μSv/h) | KCBCT<br>(μSv/h) | K<br>(mSv/año) | B    | n   | t (cm) |
|---------|----------------|---------------|-------|------|---------------------------|---------------------------|------------------|----------------|------|-----|--------|
| A       | Calle          | No Controlada | 0.025 | 5.3  | 102                       | 2                         | 0.5              | 56.1           | 0.71 | 0.1 | 3.6    |
| B       | Servicio de MN | Controlada    | 1     | 5.9  | 50                        | 3                         | 2.2              | 33.5           | 0.15 | 0.8 | 20.3   |
| C       | PET            | Controlada    | 1     | 3.2  | 5                         | 4                         | 0                | 10.5           | 0.47 | 0.3 | 7.9    |
| D       | Control        | Controlada    | 1     | 3.4  | 36                        | 2                         | 1                | 23.2           | 0.22 | 0.7 | 16.3   |
| D1      | Puerta         | Controlada    | 0.125 | 3.4  | 2                         | 2                         | 0.4              | 5.4            | 7.38 | 0.0 | 0.0    |
| T       | Techo          | No Controlada | 0.025 | 3.1  | 136                       | 2                         | 0.8              | 73.7           | 0.54 | 0.3 | 6.5    |

Se observa que, a las distancias dadas, se necesita muy poco espesor de hormigón convencional para blindar la instalación. Esto se debe a que el *Gamma Knife* es un sistema autoblandado.

## CONCLUSIONES

Los espesores de blindaje obtenidos son fácilmente reproducibles en cualquier instalación debido a su pequeño espesor.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GUIDANCE FOR SHIELDING BARRIER DESIGN. LEKSELL GAMMAKNIFE. ICON SITE PLANNING GUIDE, 2016
- <sup>2</sup> NCRP REPORT NO. 151. STRUCTURAL SHIELDING DESIGN AND EVALUATION FOR MEGAVOLTAGE X- AND GAMMA-RAY RADIOTHERAPY FACILITIES: RECOMMENDATIONS OF THE NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. BETHESDA (MD):2005.
- <sup>3</sup> INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. SAFETY REPORTS NO. 47. RADIATION PROTECTION IN THE DESIGN OF RADIOTHERAPY FACILITIES. VIENNA, 2006.

# OBTENCIÓN DE LAS CARGAS DE TRABAJO POR TÉCNICA Y ENERGÍA DE LOS ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES DE LA UNIDAD DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE JAÉN

Jover Pérez, C. I. (1); Ramírez Ros, J. C. (1); Reinado Martínez, D. (2); Alamán Sánchez, C. (3)

(1) Hospital Universitario de Jaén, (2) Universidad de Valencia, (3) Hospital Clínico Universitario de Valencia

PALABRAS CLAVE: NCRP 151, BLINDAJES, CARGA DE TRABAJO

## INTRODUCCIÓN

La carga de trabajo es la integral temporal de la tasa de dosis absorbida, determinada a la profundidad de la dosis absorbida máxima, a 1 m de la fuente. El informe NCRP 151 recomienda determinar una carga de trabajo (W) para cada energía del acelerador. En este trabajo se obtienen los valores de la carga de trabajo (por técnica y energía) propios de las salas de tratamiento de la unidad de radioterapia del Hospital Universitario de Jaén (HUJ) para su aplicación al cálculo de blindajes.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Calculamos W mediante la Ecuación 1, utilizando el promedio de la dosis entregada por tratamiento en el isocentro y el promedio del número de tratamientos realizados en una semana, por técnica (3DCRT, Step&Shoot, DMLC y VMAT) y energía (X06, X10, X06FFF); considerando que el año tiene 50 semanas laborables y cada semana tiene 5 días laborables, y tomando un valor máximo de 200 tratamientos semanales por máquina (los tres ALEs del hospital son gemelos y los pacientes se reparten de forma indistinta).

$$W = \frac{\text{fracción}}{\text{tratamientos/semana}} \cdot \frac{\text{times}}{\text{fracción}} \cdot \text{dosis} \cdot \text{Gy} \cdot \text{tratamiento} \cdot \text{Ec.1}$$

Se recogieron datos relativos a dosis prescrita por fracción, número de fracciones prescrito, técnica y energía empleada, y número de UM/fracción, de los tratamientos planificados en el HUJ durante los primeros 6 meses de 2022 (566 tratamientos). Estos datos



se obtuvieron a partir del sistema de gestión de pacientes Mosaic® v2.83 (Elekta, Stockholm, Sweden) y del planificador Monaco® 6 (Elekta, Stockholm, Sweden).

## RESULTADOS

Los valores obtenidos se muestran en la TABLA 1.

TABLA 1. Valores promedio de W semanal por técnica y energía, por máquina del HUJ.

| Energía | W_3DCRT<br>(Gy/sem) | W_SS<br>(Gy/sem) | W_DMLC<br>(Gy/sem) | W_VMAT<br>(Gy/sem) | W_IMRT_Tot<br>(Gy/sem) | W_Tot<br>(Gy/sem) |
|---------|---------------------|------------------|--------------------|--------------------|------------------------|-------------------|
| Todas   | 20                  | 175              | 27                 | 349                | 551                    | 571               |
| X06     | 4                   | 83               | 8                  | 133                | 224                    | 228               |
| X10     | 16                  | 92               | 19                 | 189                | 300                    | 316               |
| X06FFF  | 0                   | 0                | 0                  | 27                 | 27                     | 27                |

## DISCUSIÓN

Los resultados de nuestro centro (TABLA 1) reflejan:

- la tendencia de abandono de la técnica 3DCRT en favor de las técnicas de IMRT y VMAT;
- la energía X10 y la técnica VMAT son las de mayor carga de trabajo;
- y, la energía de X06FFF es la que tiene menor carga de trabajo pues sólo la empleamos con técnicas especiales hipofraccionadas como SRS y SBRT.

TABLA 2. Comparación de W total para el HUJ con valores de otras referencias.

| Fuente          | W (Gy/sem) |
|-----------------|------------|
| HUJ             | 571        |
| NCRP (E<10MV)   | 1000       |
| NCRP (E>10MV)   | 500        |
| Mechalakos      | 850        |
| Reis et al.     | 579        |
| Kleck & Elsalim | 600        |

En la TABLA 2 comparamos la W global obtenida con valores de otras referencias. Observamos que nuestro resultado está por debajo tanto del valor recomendado por NCRP (1000 Gy/semana) como del valor considerado en los cálculos de blindajes de la instalación (1000-1250 Gy/semana) y, por tanto, no se sobrepasa la carga de trabajo prevista. Si comparamos con el resto de valores, nuestro resultado es similar a los obtenidos por Reis et al.<sup>2</sup> y Kleck & Elsalim<sup>4</sup>.

## CONCLUSIONES

Hemos obtenido para el HUJ valores para la carga de trabajo global y separadamente por técnica y energía de tratamiento. El valor de  $W_{global} = 571 \text{ Gy/semana}$  es compatible con las recomendaciones del informe NCRP 151 y con valores de otras referencias. Es interesante obtener los valores propios de W en los servicios y máquinas actuales de radioterapia para llevar a cabo un cálculo de blindajes más realista, sin una gran sobreestimación del blindaje.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> NCRP. STRUCTURAL SHIELDING DESIGN AND EVALUATION FOR MEGAVOLTAGE X AND GAMMA-RAY RADIOTHERAPY FACILITIES. NCRP REPORT No. 151 BETHESDA, MD: NCRP, 2005
- <sup>2</sup> REIS, J.P.; ALVES, V.G. Y FAIRBANKS, L.R. TOTAL WORKLOAD FOR RADIOTHERAPY FACILITIES WITH VOLUMETRIC MODULATED ARC TREATMENT. BRAZILIAN JOURNAL OF RADIATION SCIENCES, VOL. 7, N°3, P1-13, 2019, DOI: 10.15392/bjrs.v7i3.928
- <sup>3</sup> MECHALAKOS, J., ST. GERMAIN, J. AND BURMAN, C.M. RESULTS OF A ONE YEAR SURVEY OF OUTPUT FOR LINEAR ACCELERATORS USING IMRT AND NON-IMRT TECHNIQUES J APPL CLIN MED PHYS 5(1), 64-72, 2004
- <sup>4</sup> KLECK, J.H. Y ELSALIM, M. CLINICAL WORKLOADS AND USE FACTORS FOR MEDICAL LINEAR ACCELERATORS. MED PHYS 21, 952-953, 1994



## OBTENCIÓN DE VALORES PROPIOS PARA EL FACTOR IMRT (NCRP 151) POR TÉCNICA DE TRATAMIENTO DE LA UNIDAD DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE JAÉN

Jover Pérez, C. I. (1); Ramírez Ros, J. C. (1); Reinado Martínez, D. (2); Alamán Sánchez, C. (3)

(1) Hospital Universitario de Jaén, (2) Universidad de Valencia, (3) Hospital Clínico Universitario de Valencia

PALABRAS CLAVE: NCRP 151, BLINDAJES, FACTOR IMRT

### INTRODUCCIÓN

El factor IMRT definido en el informe 151 de la NCRP tiene en cuenta el incremento de UM/Cy que conlleva el empleo de las técnicas de IMRT y que puede tener un impacto significativo en los cálculos relacionados con la radiación de fuga. En este trabajo se han obtenido los valores propios de este factor por técnica para la unidad de radioterapia del Hospital Universitario de Jaén (HUIJ).

### MATERIALES Y MÉTODOS

El factor IMRT,  $C_I$ , se calcula mediante la siguiente expresión, obtenida desarrollando la definición dada por el informe NCRP 151:

$$C_I = \frac{\sum_i \left( \frac{1}{n_f + n_{QA}} \right) \left( \frac{1}{\left( \frac{UMD_{pre}}{D_{pre}} \right)_i} \right) \left( \frac{1}{\left( \frac{UMD_{cat}}{D_{cat}} \right)_i} \right)}{\sum_i \left( \frac{1}{n_f} \right) \left( \frac{1}{\left( \frac{UMD_{pre}}{D_{pre}} \right)_i} \right) \left( \frac{1}{\left( \frac{UMD_{cat}}{D_{cat}} \right)_i} \right)} \quad [Ec.1]$$

donde  $n_f$  es el número de fracciones de tratamiento del paciente y  $n_{QA}$  tiene en cuenta la medida de QA de tratamiento del paciente.  $(D/UM)_{cal}$  es el factor de calibración de la dosis absorbida, que puede ser dependiente de la energía utilizada. UM son las unidades monitor calculadas para la dosis de prescripción  $D_{pre}$  para cada tratamiento, y el sumatorio se hace para todos los tratamientos realizados.

De forma análoga al factor  $C_I$  definimos un factor para cada una de las técnicas de tratamiento de IMRT, tomando en cada caso los pacientes tratados con cada técnica: factor Step&Shoot ( $C_{SS}$ ), factor DMLC ( $C_{DMLC}$ ) y factor VMAT ( $C_{VMAT}$ ).

Para la evaluación de estos factores se recabaron datos de los tratamientos del primer semestre de 2022 (566 tratamientos). Los datos se obtuvieron mediante el sistema de gestión de pacientes Mosaiq® v2.83 (Elekta, Stockholm, Sweden) y el planificador Monaco® 6 (Elekta, Stockholm, Sweden).

Resultados. Los valores calculados para los factores IMRT, para cada energía así como para todas las energías conjuntamente se presentan en la TABLA 1:

TABLA 1. Factores IMRT obtenidos por técnica y energía.

| Factor     | X06 | X10 | X06FFF | Total |
|------------|-----|-----|--------|-------|
| $C_{SS}$   | 1,4 | 2,1 | 0,0    | 1,7   |
| $C_{DMLC}$ | 2,2 | 2,7 | 0,0    | 2,6   |
| $C_{VMAT}$ | 2,8 | 3,1 | 2,9    | 3,0   |
| $C_I$      | 2,4 | 2,5 | 2,9    | 2,6   |

### DISCUSIÓN

TABLA 2. Comparación de los factores IMRT obtenidos con distintas referencias.

| Factor     | HUIJ (2022) | NCRP 151 (2005) | IPEM Report 75 (2017) | Saleh et al. (2017) | Reis et al. (2019) | Rigo et al. (2021) |
|------------|-------------|-----------------|-----------------------|---------------------|--------------------|--------------------|
| $C_{SS}$   | 1,7         |                 | 2,5                   |                     |                    |                    |
| $C_{DMLC}$ | 2,6         |                 | 5,0                   |                     |                    |                    |
| $C_{VMAT}$ | 3,0         |                 | 2,5                   | 4,6                 | 1,9                | 3,2                |
| $C_I$      | 2,6         | 2-10            |                       | 5,0                 |                    | 5,0                |

Nuestros resultados son compatibles con el rango de NCRP 151 y similares a los valores de otras referencias (TABLA 2). De la comparación, encontramos:





- IPEM da un valor elevado para el factor de DMLC;
- Saleh et al. y Rigo et al. reportan valores algo mayores para el factor de IMRT que el de VMAT mientras que en nuestro caso es mayor el de VMAT;
- y, Resis et al. obtienen un valor del factor de VMAT mucho más bajo que el resto.

## CONCLUSIONES

Consideramos adecuado que cada instalación de radioterapia obtenga los valores de los factores de IMRT propios de su práctica clínica pues el grado de modulación y el número de UM necesarias para los tratamientos depende mucho del planificador utilizado y de la configuración de parámetros para diseñar la dosimetría. En caso de no tener valores propios se debería tomar un valor intermedio dentro del rango de valores recomendados por el informe NCRP 151, dado que tomar un valor grande del factor IMRT nos podría llevar a sobreestimar los espesores de ciertas barreras, pues la componente de la radiación de fuga en el cálculo de barreras secundarias se hace superior a la componente de la radiación dispersa y cada vez es necesario un mayor espesor de blindaje.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> NCRP. STRUCTURAL SHIELDING DESIGN AND EVALUATION FOR MEGAVOLTAGE X AND GAMA-RAY RADIOTHERAPY FACILITIES. NCRP REPORT No. 151 BETHESDA, MD: NCRP, 2005
- <sup>2</sup> HORTON P.W. Y EATON, D.J. DESIGN AND SHIELDING OF RADIOTHERAPY TREATMENT FACILITIES IPEM REPORT 75. INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, 2017. DOI: 10.1088/0031-9155/54/5/011
- <sup>3</sup> SALEH ZH ET AL. RESULTS OF A 10-YEAR SURVEY OF WORKLOAD FOR 10 TREATMENT VAULTS AT A HIGHTHROUGHPUT COMPREHENSIVE CANCER CENTER. J APPL CLIN MED PHYS. 2017 MAY;18(3):207- 214. DOI: 10.1002/acm2.12076. EPUB 2017
- <sup>4</sup> REIS, J.P.; ALVES, V.G. Y FAIRBANKS, L.R. TOTAL WORKLOAD FOR RADIOTHERAPY FACILITIES WITH VOLUMETRIC MODULATED ARC TREATMENT. BRAZILIAN JOURNAL OF RADIATION SCIENCES, VOL. 7, N°3, P1-13, 2019, DOI: 10.15392/BJRS.V7I3.928
- <sup>5</sup> RIGO, I.R.; CUNHA, A.P.V.; EMILIOZZI, C.Z.S.; MENEGUSSI, G. 11-YEAR WORKLOAD AND BARRIER ANÁLISIS FOR A HIGH-ENERGY LINEAR ACCELERATOR. BRAZILIAN JOURNAL OF RADIATION SCIENCES, VOL. 9, N°2, P1-17, 2021

# REVISIÓN DE LA METODOLOGÍA DEL INFORME NCRP 151 APLICADA A LOS BLINDAJES DE LOS ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES DE USO MÉDICO Y TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA MODERNA

Jover Pérez, C. I. (1); Ramírez Ros, J. C. (1); Reinado Martínez, D. (2); Alamán Sánchez, C. (3)

(1) Hospital Universitario de Jaén, (2) Universidad de Valencia, (3) Hospital Clínico Universitario de Valencia

PALABRAS CLAVE: NCRP 151, DIN 6847, BLINDAJES

## INTRODUCCIÓN

Hemos realizado una revisión del informe NCRP 151 y lo hemos aplicado de forma práctica al cálculo de blindajes de las salas de tratamiento de la unidad de radioterapia del Hospital Universitario de Jaén (HUJ), que dispone de tres aceleradores Elekta, diseñada previamente utilizando la norma DIN 6847-2. Se comparan los resultados de ambas metodologías y se verifica que los blindajes son adecuados con la práctica clínica actual de la unidad.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha desarrollado una hoja de cálculo (FIGURA 1) con LibreOffice Calc v7.0.3.1 que implementa la metodología del NCRP 151 para el cálculo de blindajes de aceleradores lineales de electrones (ALEs) de megavoltaje. Se evalúa la tasa de dosis instantánea (IDR) y la tasa de dosis promediada en cualquier hora (Rh) tras las barreras calculadas y, se contempla la posibilidad de aplicar una restricción sobre estas magnitudes en el diseño de los blindajes, obteniendo el blindaje adicional necesario. En el cálculo se utilizan valores propios de nuestro centro, determinados previamente, para la carga de trabajo (W) y el factor IMRT (CIMRT).



FIGURA 1. Detalle de la hoja de cálculo desarrollada.

| CÁLCULO DE BLINDAJES SEGÚN EL INFORME NCRP-151 |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|------------------------------------------------|----------------------------|--------------------------------------------|------|----------|---------------------------|-----------------------------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|------------|------------|------------|---------------|---------------|----|
| A.L.E. MONOENERGÉTICO                          |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
| Barreras primarias y secundarias               |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
| Datos Generales                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                | W (Gy/semana)              | Carga de trabajo semanal                   | 1000 |          | E (cm²)                   | Tamaño de campo máximo                  | 1600                 |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                | E Fotones,Máx. (MeV)       | Energía Máxima de Fotones (MeV)            | 10   |          | SAD (m)                   | Distancia Fuente – Isocentro            | 1                    |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                | D'cal (cGy/UM)             | Factor de calibración de dosis/UM          | 0.9  |          | d <sub>90</sub>           | Distancia desde punto de medida – pared | 0.3                  |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                | DR <sub>Máx</sub> (UM/min) | Tasa de dosis de salida máxima             | 600  |          | f <sub>opt</sub>          | Factor Optimización de Dosis (0.1-1)    | 1                    |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                | DR0 (Gy/h)                 | Tasa de dosis máxima en iso                | 324  |          | P <sub>ex</sub> (uSv/h)   | Limitación IDR                          | 7.5                  |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                | C <sub>i</sub>             | Factor IMRT (Si no IMRT C <sub>i</sub> =1) | 1    |          | P <sub>TADR</sub> (uSv/h) | Limitación TADR                         | 20                   |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
| Cálculo por Punto de Interés                   |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                | P (2x15cm)                 | U                                          | T    | Material | d <sub>iso</sub> (m)      | d <sub>ext</sub> (m)                    | d <sub>ext</sub> (m) | d <sub>ext</sub> (m) | d <sub>iso</sub> (m) | # Pto.M                          | 1             | 2             | 3             | 4             | 5          | 6          | 7          | 8             | 9             | 10 |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      | Zona                             | A             | B             | C             | D             | E          | F          | G          | H             | I             |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      | Barrera                          | Primaria      | Primaria      | Primaria      | Secundaria    | Secundaria | Secundaria | Secundaria | Secundaria    | Secundaria    |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      | B, Primaria en misma pared       |               |               |               | Si            | Si         | Si         |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      | Número B,Primaria en misma pared |               |               |               | 1             | 2          | 3          |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      | Tipo personal                    | Profesionales | Público       | Público       | Profesionales | Público    | Público    | Público    | Profesionales | Profesionales |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      | Objetivo de dosis tras blindaje  | 1,00E-04      | 2,00E-05      | 2,00E-05      | 1,00E-04      | 2,00E-05   | 2,00E-05   | 2,00E-05   | 1,00E-04      | 1,00E-04      |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      | Factor de uso                    | 0.25          | 0.25          | 0.25          | 1.00          | 1.00       | 1.00       | 1.00       | 1.00          | 1.00          |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      | Factor de ocupación              | 0.50          | 0.03          | 0.03          | 0.50          | 0.03       | 0.03       | 0.03       | 1.00          | 0.13          |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      | Material                         | Hormigón      | Horm.Baritado | Horm.Baritado | Hormigón      | Hormigón   | Hormigón   | Hormigón   | Hormigón      | Hormigón      |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |
|                                                |                            |                                            |      |          |                           |                                         |                      |                      |                      |                                  |               |               |               |               |            |            |            |               |               |    |

## RESULTADOS

En la TABLA 1 presentamos los resultados obtenidos para los blindajes de uno de los aceleradores. Los valores de DIN 6847-2 corresponden a los presentados en la memoria de autorización, y los valores obtenidos con NCRP 151 se presentan como: *Cálculo 1*, con los mismos valores para W, T, U y P que en la memoria; y, *Cálculo 2*, con los valores recomendados por el informe NCRP 151. Se muestran las diferencias relativas de los espesores calculados contra los de la memoria.

TABLA 1. Resultados del cálculo de blindajes para el ALE-1. En negrita se destacan los espesores superiores a los construidos.

El asterisco (\*) hace referencia a que hay un muro adyacente a la barrera construida.

| ALE-1 INFINITY (10 MV) |            |               |                        | DIN          | NCRP 151     |         |              |         | Construido   |
|------------------------|------------|---------------|------------------------|--------------|--------------|---------|--------------|---------|--------------|
|                        |            |               |                        | 6847         | Cálculo 1    |         | Cálculo 2    |         |              |
| Pto Medida             | Barrera    | Material      | Ángulo inc. Desde pac. | Espesor (cm) | Espesor (cm) | Dif (%) | Espesor (cm) | Dif (%) | Espesor (cm) |
| 1 – A                  | Primaria   | Horm.Baritado |                        | 150          | 154          | 3       | 136          | -9      | 150          |
| 2 – B                  | Primaria   | Horm.Baritado |                        | 165          | 171          | 4       | 153          | -7      | 165          |
| 3 – C                  | Primaria   | Horm.Baritado |                        | 150          | 152          | 1       | 118          | -21     | 150          |
| 4 – D                  | Secundaria | Hormigón      | 27                     | 110          | 127          | 15      | 127          | 15      | 110          |
| 5 – E                  | Secundaria | Hormigón      | 26                     | 130          | 148          | 14      | 148          | 14      | 130*         |
| 6 – F                  | Secundaria | Hormigón      | 32                     | 105          | 112          | 7       | 97           | -8      | 110          |
| 7 – G                  | Secundaria | Hormigón      | 90                     | 115          | 88           | -23     | 92           | -20     | 115*         |
| 8 – H                  | Secundaria | Hormigón      | 58                     | 95           | 90           | -5      | 103          | 8       | 95*          |
| 9 – I                  | Secundaria | Hormigón      | 90                     | 100          | 75           | -25     | 75           | -25     | 80           |

## DISCUSIÓN

Para las barreras primarias, los espesores obtenidos mediante NCRP 151 son similares a los obtenidos con DIN 6847, mientras que en las barreras secundarias se observan mayores discrepancias, debidas principalmente a la dependencia del valor de capa décamorredutora con el ángulo de dispersión para la radiación dispersa en NCRP.

Hemos comprobado que los blindajes calculados cumplen con el límite americano para R<sub>h</sub> (20 μSv/h). La dosis equivalente (H) estimada también cumple con los objetivos de diseño de blindaje de NCRP y con las recomendaciones de ICRP para la dosis efectiva. En cambio, no todas las barreras tienen un espesor suficiente para que la IDR tras las mismas cumpla con el límite británico de 7,5 μSv/h. Imponer una limitación sobre ella sería demasiado restrictivo, además de que no es representativa de la dosis que puede recibir un individuo. El uso de R<sub>h</sub> es mucho más recomendable.



## CONCLUSIONES

el formalismo del informe NCRP 151 aporta un método completo y con una implementación práctica sencilla, facilitando el cálculo de blindajes para unidades de radioterapia modernas, con una carga de trabajo de técnicas de IMRT significativa.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> NCRP. STRUCTURAL SHIELDING DESIGN AND EVALUATION FOR MEGAVOLTAGE X AND GAMMA-RAY RADIOTHERAPY FACILITIES. NCRP REPORT No. 151 BETHESDA, MD: NCRP, 2005
- <sup>2</sup> DIN-6847. MEDIZINISCHE ELEKTRONENBESCHLEUNIGER-ANLAGEN; TEIL 2: STRAHLENSCHUTZREGELN FÜR DIE ERRICHTUNG, (MEDICAL ELECTRON ACCELERATORS; PART 2: RADIATION PROTECTION RULES FOR INSTALLATION), DIN DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V., 1977
- <sup>3</sup> DIN-6847-2. DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V (DIV, GERMAN TECHNICAL STANDARDS), MEDICAL ELECTRON ACCELERATORS – PART 2: RULES FOR CONSTRUCTION OF STRUCTURAL RADIATION PROTECTION, DIN DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V., BERLIN, 2008
- <sup>4</sup> IAEA. RADIATION PROTECTION IN THE DESIGN OF RADIOTHERAPY FACILITIES. SAFETY REPORT SERIES No. 47, IAEA, VIENNA, 2006
- <sup>5</sup> ICRP. THE 2007 RECOMMENDATIONS OF THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. ICRP PUBLICATION 103. ANN. ICRP 37 (2-4), 2007

# PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE, PÚBLICO Y TRABAJADORES EXPUESTOS EN TRATAMIENTOS CON LU-177. NIVELES DE RADIACIÓN Y DOSIMETRÍA DEL PACIENTE

Agustí-Camprubí, E. (1); Rochera-Alba, J. P. (2); Santos Virosta, M. (3); Esteban Garijo, M. (1)

(1) Servicio de Protección Radiológica (SPR), Hospital Clínic de Barcelona (HCB), (2) Sección de Física Médica – Oncología Radioterápica, Hospital Clínic de Barcelona (HCB), (3) Unidad de Radiofarmacia, Servicio de Medicina Nuclear (SMN), Hospital Clínic de Barcelona (HCB)

PALABRAS CLAVE: LUTECIO, LU-177, LU 177, PSMA, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, DOSIMETRÍA DEL PACIENTE, NIVELES DE RADIACIÓN.

## INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Actualmente los tratamientos con <sup>177</sup>Lu-PSMA-617 están indicados en aquellos pacientes con imagen PET-PSMA positivo y cáncer de próstata metastásico resistente a castración tratados vía inhibición del receptor de andrógenos y quimioterapia basada en taxanos.

En este trabajo hemos desarrollado un protocolo de Protección Radiológica para trabajadores expuestos, pacientes y público en los tratamientos con este radioisótopo incluyendo la gestión de los residuos sólidos y líquidos que se generan.

Para determinar el tiempo recomendable de permanencia del paciente en el hospital se ha realizado un estudio experimental de la reducción de sus niveles de radiación desde que es inyectado hasta que abandona el hospital. Finalmente se ha determinado, a partir de la actividad inyectada y de la distribución del radioisótopo en el cuerpo, la dosimetría del paciente en los órganos donde hay más deposición.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los tratamientos con <sup>177</sup>Lu incluyen 6 ciclos en los que se inyecta una actividad de 7,4GBq (200mCi) cada 6 semanas<sup>(1)</sup> con una dosificación de 1000MBq/ml (27mCi/ml) en cada vial.

El estudio, aún en curso, recopila la información de 60 ciclos administrados, de los cuales 30 pertenecen a 5 pacientes con el tratamiento finalizado, 22 a 8 pacientes que abandonaron el estudio y 8 a 3 pacientes en curso.

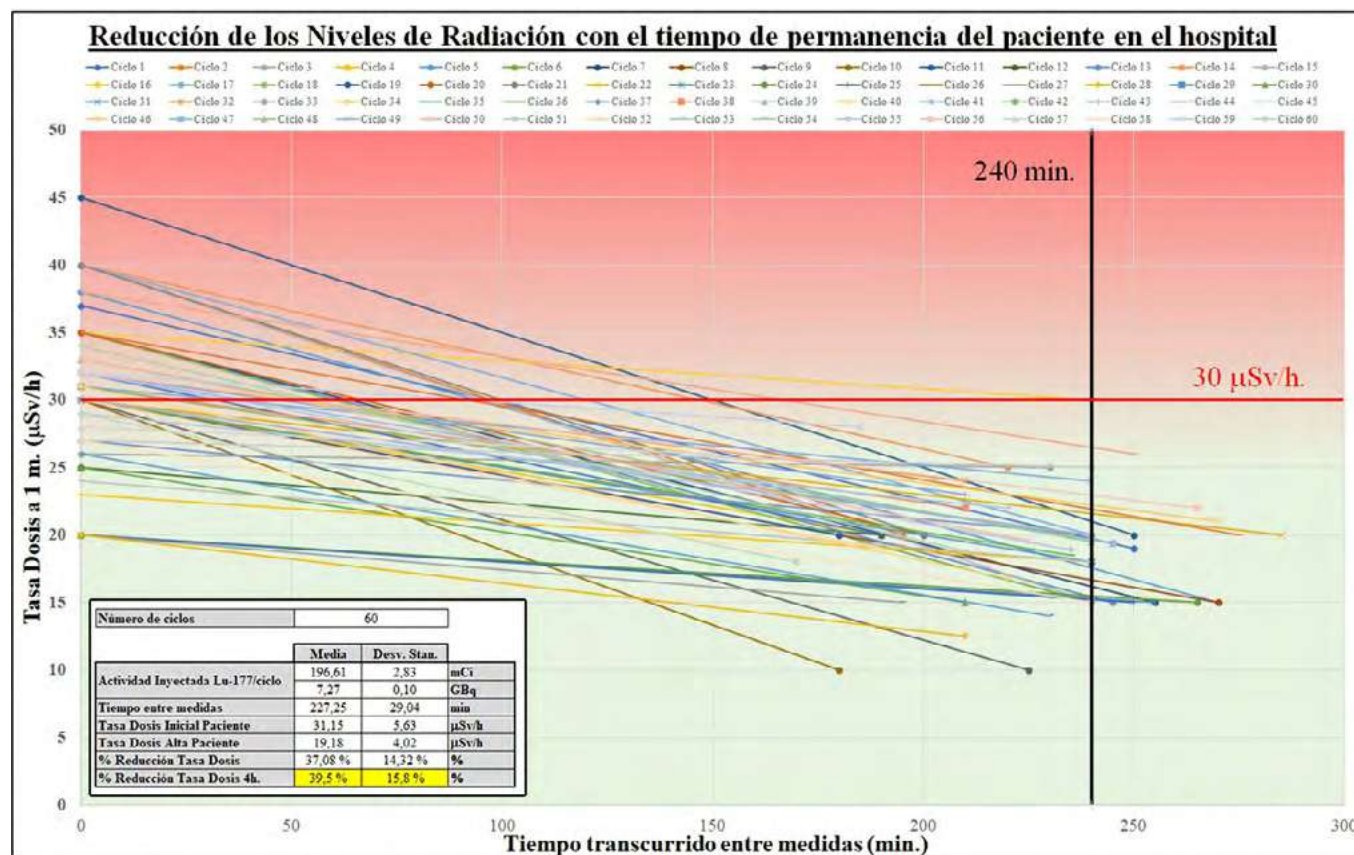
El detector de radiación utilizado para las medidas de los niveles de radiación del radiofármaco y del paciente es un VICTOREEN 451 de Fluke Biomedical.

## RESULTADOS

El Protocolo desarrollado incluye la protección del personal implicado en las diferentes etapas del procedimiento (llegada del radioisótopo, preparación y administración, permanencia en el hospital del paciente inyectado, recomendaciones para la protección de familiares y personas cercanas) y la gestión de los residuos sólidos y líquidos que se generan. Para la determinación de las medidas y elementos de seguridad que han de seguir los trabajadores expuestos se incluyen las mediciones de los niveles de radiación en cada etapa.

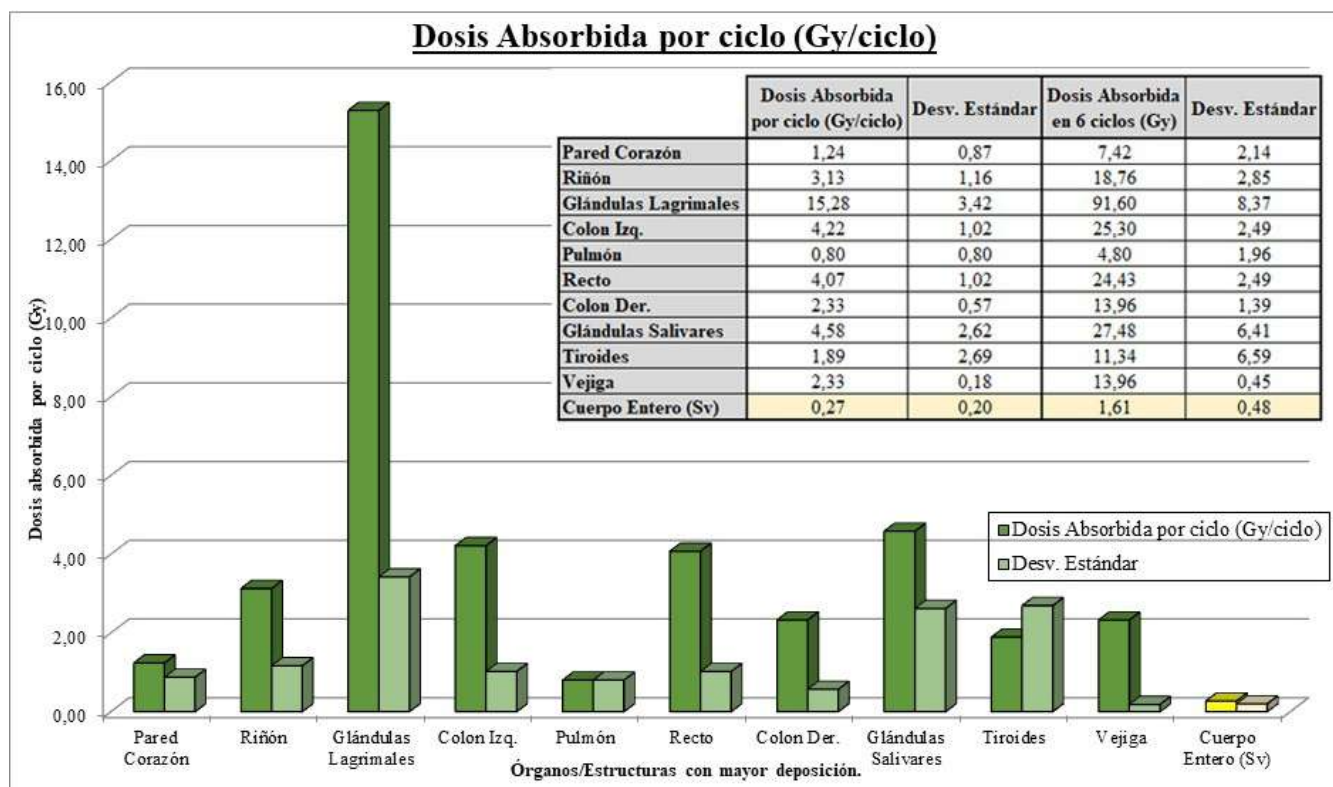


La estadística proporcionada por los 60 ciclos permite determinar un intervalo recomendado de unas 4 horas de permanencia del paciente en el hospital antes de tramitar el alta. Pasado este tiempo todos los pacientes estudiados presentan unos niveles de radiación por debajo de los 30mSv/h y el valor medio de la reducción de tasa de dosis es de un 39,5% y desviación estándar del 15,8%.



La dosimetría del paciente incluye la media y desviación estándar de la dosis absorbida (Gy) por ciclo y acumulada en todo el tratamiento para los 10 órganos/estructuras con mayor deposición así como para cuerpo entero (Sv).





## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La curva de aprendizaje que han implicado estos 60 ciclos ha permitido elaborar un protocolo de actuación adecuado a las diversas etapas del procedimiento y al personal implicado, así como el tiempo de permanencia del paciente en el hospital, minimizando con ello la exposición a radiaciones ionizantes. De la misma forma, la gestión de los residuos líquidos nos ha llevado al desarrollo y testeo de un recolector personal de orinas que actualmente se adecúa a las necesidades del procedimiento.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> HIGHLIGHTS OF PRESCRIBING INFORMATION PLUVICTOTM (LUTETIUM Lu 177 VIPIVOTIDE TETRAKETAN) INJECTION, FOR INTRAVENOUS USE.
- <sup>2</sup> REGLAMENTO (EURATOM) N° 1493/93 DEL CONSEJO, DE 8 DE JUNIO DE 1993, RELATIVO A LOS TRASLADOS DE SUSTANCIAS RADIATIVAS ENTRE LOS ESTADOS MIEMBROS.
- <sup>3</sup> INSTRUCCIÓN IS-34, DE 18 DE ENERO DE 2012, DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, SOBRE CRITERIOS EN RELACIÓN CON LAS MEDIDAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, COMUNICACIÓN DE NO CONFORMIDADES, DISPONIBILIDAD DE PERSONAS Y MEDIOS EN EMERGENCIAS Y VIGILANCIA DE LA CARGA EN EL TRANSPORTE DE MATERIAL RADIATIVO.
- <sup>4</sup> RADIATION DOSIMETRY FOR 177Lu-PSMA I&T IN METASTATIC CASTRATION-RESISTANT PROSTATE CANCER: ABSORBED DOSE IN NORMAL ORGANS AND TUMOR LESIONS. SHOZO OKAMOTO ET AL..



## EVALUACIÓN DE UN CAMPO DE PROTECCIÓN FRENTE A RADIACIÓN DISPERSA PARA USO EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Antón García, D. (1); Pena Vaquero, S. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Agulla Otero, M. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Torres Cabrera, R. (1); Villar Vázquez, C. (1); Soto Angoña, R. (1); Miguel Pérez, D. (1); Donís Gil, S. (1); del Castillo Belmonte, Á. (1); Alonso Hernández, D. (1); de Frutos Baraja, J. M. (1); Conles Picos, I. (2)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid, (2) Complejo Asistencia Universitario de León

PALABRAS CLAVE: ELEMENTOS DE PROTECCIÓN, RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA, PROTECCIÓN A TRABAJADORES

### INTRODUCCIÓN

En radiología intervencionista la principal fuente de radiación recibida por el personal es la dispersa proveniente del paciente. Para reducirla se emplean elementos de protección como mamparas y faldillas. Recientemente se ofrece un nuevo elemento de protección, se trata de un campo estéril de protección quirúrgica frente a la radiación dispersa denominado Drape Armour™ de la empresa Ecolab (Saint Paul, Minnesota, EE.UU.). Este paño de un sólo uso está fabricado en una aleación de antimonio y PVC. Por su flexibilidad se puede colocar ajustándose al paciente en el lado de abordaje. En este trabajo se evalúa la reducción de dosis que proporciona.

### MATERIAL Y MÉTODO

Se examinaron los dos formatos comercializados: 41x41 cmxcm (grande, acceso radial) y 41x23 cmxcm (pequeño, acceso femoral).

Para realizar la evaluación se simuló condiciones clínicas irradiando un bloque de 30x30x20 cm<sup>3</sup> de PMMA colocado sobre la mesa de un equipo telemando multifunción Canon Ultimix-i con la siguiente configuración:

- Orientación del haz: PA.
- Tamaño de campo = 34 cm (diagonal).
- DFD (Distancia foco-detector) = 100 cm.
- Altura de la mesa = 98 cm.
- DSD (Distancia superficie-detector) = 5,5 cm.
- Protocolo de abdomen que aplicó una técnica de 85 kV, 25 mA, 15 pulsos de 9,5ms por segundo.

Se midió la tasa de dosis con un monitor de radiación Fluke 451 P (n.s. 1322) sin el paño y con el paño cubriendo la cara lateral sin interferir con el haz directo. Los puntos de medición (ver Figura) fueron a alturas representativas de tórax (126 cm), abdomen (110 cm) y pelvis (83 cm) a distancias de 75 y 100 cm desde el centro del bloque dispersor medidas perpendicularmente a la cara considerada. En el caso del abdomen se evalúa también a 50 cm. No se emplearon otros elementos de protección como faldillas o mamparas.



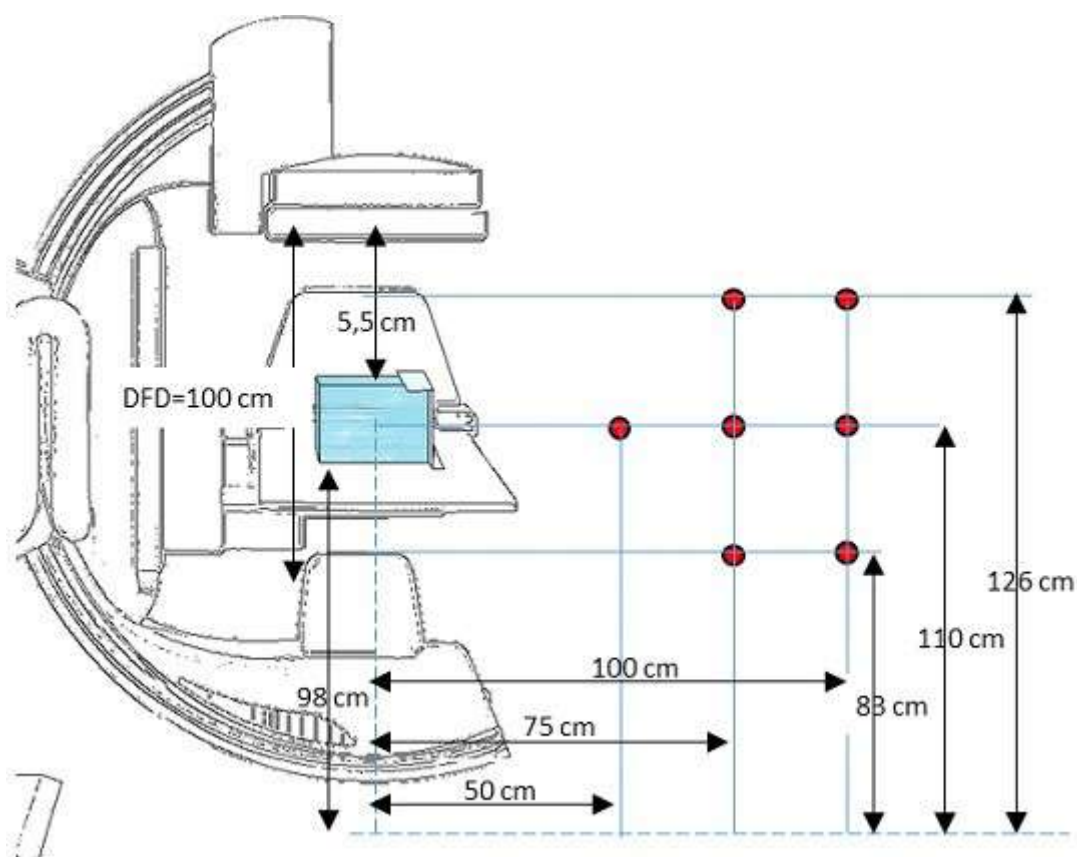


Figura: Esquema del montaje y puntos de medida considerados.

## RESULTADOS

En la tabla se ofrecen los porcentajes de reducción de tasa de dosis obtenidos.

|         | Atenuación (%) |      |       |             |       |       |
|---------|----------------|------|-------|-------------|-------|-------|
|         | Paño pequeño   |      |       | Paño grande |       |       |
|         | 100 cm         | 75cm | 50 cm | 100 cm      | 75 cm | 50 cm |
| Tórax   | 45,9           | 52,5 | -     | 54,1        | 57,4  | -     |
| Abdomen | 42,1           | 47,1 | 55,7  | 52,6        | 55,9  | 64,3  |
| Pelvis  | 29,4           | 21,9 | -     | 29,4        | 21,9  | -     |

Tabla: Atenuación en los puntos considerados.

## DISCUSIÓN

No se consideraron los puntos a 50 cm para la altura de tórax por quedar parcialmente apantallado por el propio detector del equipo ni para la de pelvis por quedar apenas cubierta por el paño. Las condiciones en las que se realizó la prueba son muy desfavorables al ser el paño la única barrera y permitir dispersiones secundarias. En un uso más realista en el que se utilicen otros elementos de protección disponibles el efecto reductor se vería potenciado.

## CONCLUSIONES

Se comprueba que efectivamente el producto a examen reduce significativamente la dosis por radiación dispersa a la que se exponen los participantes en prácticas de intervencionismo. Esto lo hace un elemento interesante en determinadas prácticas para complementar a los elementos ya existentes o paliar la ausencia de alguno de ellos.



# SOFTWARE PROPIO PARA LA GESTIÓN Y TRATAMIENTO DE LOS DATOS CORRESPONDIENTES A LAS EXPOSICIONES DE RADIACIÓN OCUPACIONALES

Suero Rodrigo, M. Á. (1); García Ledesma, J. (2)

(1) Hospital Universitario de Cáceres, Servicio de Física Médica y Protección Radiológica., (2) Hospital Virgen del Puerto, Plasencia, Servicio Extremeño de Salud

PALABRAS CLAVE: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, EXPOSICIÓN OCUPACIONAL, DOSIMETRÍA PERSONAL.

## INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es presentar un software de gestión y tratamiento de los datos correspondientes a las exposiciones de radiación ocupacionales de los trabajadores, que permita una focalización en los aspectos importantes de la optimización como principio fundamental de la protección radiológica.

Para ello se ha diseñado un software de gestión y análisis estadístico, que permite el tratamiento de las lecturas dosimétricas llevadas a cabo por el Centro Nacional de Dosimetría, Servicio de Dosimetría Personal autorizado por el Consejo de Seguridad Nuclear, proporcionadas en archivos con valores separados por comas (formato csv).

## MATERIAL Y MÉTODOS

El software está escrito en lenguaje Java, lo que evita recompilaciones e instalaciones dependientes del sistema operativo. Los datos dosimétricos se corresponden con la vigilancia dosimétrica de los trabajadores pertenecientes a las instalaciones del Servicio Extremeño de Salud (SES) en la provincia de Cáceres. Estos archivos son descargados mensualmente y agrupados en una misma localización de la red institucional del SES.

El programa hace un tratamiento de los datos y obtiene los valores de las magnitudes dosimétricas operacionales contenidos en estos archivos, agrupándolos tanto por trabajador como por instalación. También alerta de las incidencias, tales como dosímetros no entregados, y de las observaciones que se puedan establecer, referencias por el código correspondiente.

Además, extrae todos los registros de todos los archivos y genera un archivo en formato csv con todos ellos, de tal forma que pueden ser importados con facilidad a hojas de cálculo, consiguiendo una versatilidad completa en el análisis estadístico de dichos datos.

## RESULTADOS

La verificación de la funcionalidad del software se ha llevado a cabo provocando situaciones simuladas, tales como superación de límite de dosis o asignación de dosis por pérdida de dosímetro, detectándose las incidencias en todo caso. Permite reproducir los registros de los distintos tipos de dosimetrías que tenga un trabajador, presentando gráficamente el proceso. La figura 1. muestra una de ellas a modo de ejemplo a partir de datos ficticios.

Además, a través de hojas de cálculo se obtienen otro tipo de datos, como la dosis colectiva a partir de Hp(10), estadísticas por instalación, así como llevar a cabo comparaciones entre los datos.

## CONCLUSIONES

El análisis de los datos de exposición ocupacional, y principalmente de sus magnitudes operacionales, es una tarea necesaria para la aplicación del principio de optimización de la protección radiológica. La herramienta aquí presentada, todavía en desarrollo, facilita dicha tarea, estructurando los datos provenientes de archivos que permite su tratamiento.

Por último, este código se puede adaptar para otros archivos proporcionados por otros Servicios de Dosimetría, con una simple adaptación del módulo de entrada de datos. Además, no necesita instalación y puede ejecutarse todos aquellos dispositivos que tengan instalada la máquina virtual de Java.

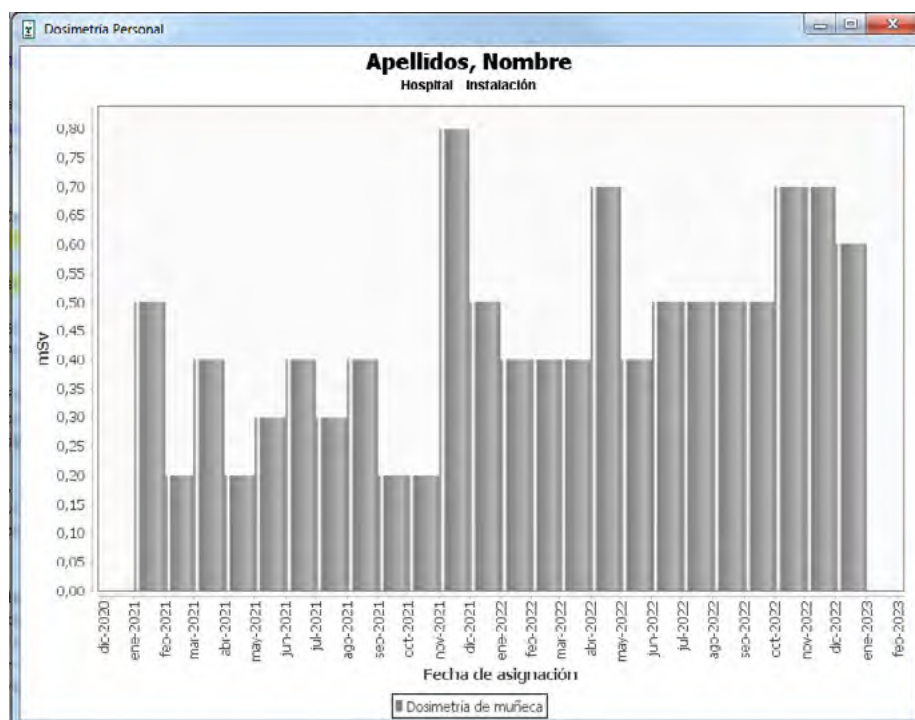


FIGURA 1. Gráfica tipo representando los valores de Hp(0,007) para dosimetría de muñeca (valores ficticios).

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REAL DECRETO 1029/2022, DE 20 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN DE LA SALUD CONTRA LOS RIESGOS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A LAS RADIACIONES IONIZANTES.

# MARRTA: MODELO DE RIESGO MEDIANTE MATRICES DE RIESGO PARA TÉCNICAS AVANZADAS EN RADIOTERAPIA Y SOFTWARE ASOCIADO

Rot San Juan, M. J. (1); Prieto Martín, C. (2); Vilanova Ciscar, J. (3); Pérez-Mulas, A. (4); Sánchez Cayuela, C. (5); Ferreras Hernández, E. (4); Delgado Rodríguez, J. M. (6); Ferrer Albiach, C. (7); Pardo Masferrer, J. (8); Ramírez Vera, M. L. (4); Ruíz Maqueda, S. (9); Vázquez Camello, V. (9); Suárez Hernández, M. J. (10)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre, (2) Hospital Universitario La Princesa, (3) Hospital Universitario de la Ribera, (4) Consejo de Seguridad Nuclear, (5) GenesisCare, (6) Clínica Universidad de Navarra, (7) Hospital Provincial de Castellón, (8) Hospital Universitari Son Espases, (9) Hospital Universitario de Fuenlabrada, (10) Hospital Galdakao-Usansolo

PALABRAS CLAVE: MATRICES DE RIESGO MARRTA SEGURIDAD RADIOTERAPIA

## INTRODUCCIÓN

Recientemente se ha publicado el modelo de riesgo para técnicas avanzadas de radioterapia resultado del proyecto MARRTA, basado en la metodología de las matrices de riesgo. En este proyecto también se ha desarrollado una herramienta informática de descarga libre, en la que se incluye este modelo para facilitar el análisis de riesgo a los usuarios. En este trabajo se expone el proceso seguido para obtener el modelo final.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El modelo de riesgos inicial, elaborado por el grupo de trabajo del Proyecto MARRTA (GT), fue distribuido a 18 hospitales españoles a través de una herramienta informática (MARRTA; financiada parcialmente por la Fundación Mapfre y por las sociedades profesionales implicadas en el proyecto) para facilitar su revisión. Se acompañó de unos vídeos tutoriales sobre instalación y funcionamiento del programa, una guía sobre la aplicación de la metodología de matrices de riesgo, y el modelo de errores y fallos potenciales.



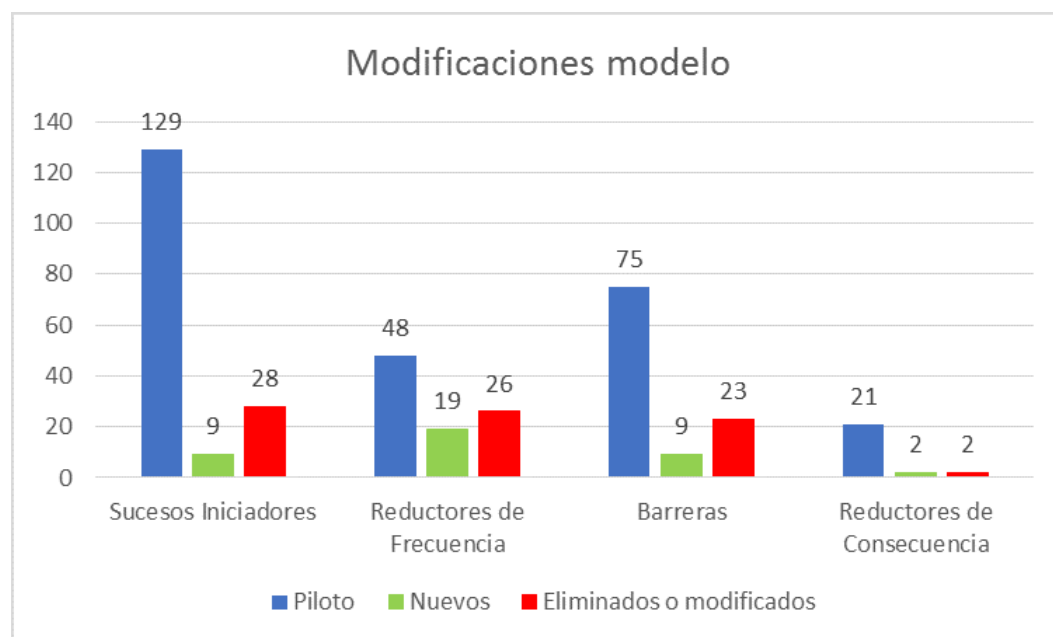
Cada hospital participó con un equipo formado, al menos, por un radiofísico, un oncólogo radioterápico y un técnico superior de radioterapia. Cada equipo aplicó el modelo MARRTA a su centro de trabajo, y lo evaluó, así como la herramienta informática. Enviaron al GT comentarios sobre sugerencias de mejora, errores y adaptaciones del modelo a su servicio, e información sobre utilidad, facilidad de manejo, etc.

Los comentarios fueron analizados por el GT y aquellas sugerencias que por consenso se aceptaron, fueron implementadas en el modelo final.

## RESULTADOS

La mayoría de los comentarios se refería a propuestas de modificación del modelo, aunque también sobre mejora del software.

Se analizaron 799 comentarios referentes al modelo, agrupándolos previamente por similitud. Una vez revisados, 468 (56%) se incorporaron al modelo de riesgos final. En la figura se muestran las modificaciones aceptadas para los distintos elementos del modelo inicial (Piloto).



El modelo final, con 110 Sucesos Iniciadores, 60 Barreras, 54 Reductores de Frecuencia y 13 Reductores de Consecuencia, se introdujo en la aplicación informática, publicada en las páginas de las sociedades participantes para su descarga libre.

## DISCUSIÓN

El gran número de comentarios recibidos muestra el interés y la activa colaboración de los hospitales participantes.

En cuanto a la aplicación, cabe destacar la valoración muy positiva de la facilidad de uso. Actualmente, se están depurando bugs detectados e implementando mejoras.

El software MARRTA permite realizar modelos desde cero, por lo que puede ser utilizada en otras áreas distintas a la radioterapia si se dispone de una matriz de riesgos adaptada.

## CONCLUSIONES

Disponer de una herramienta informática flexible con un modelo de riesgos consensuado, es un buen punto de partida para ayudar a cumplir con el requisito legal de realizar análisis de riesgo en radioterapia.

Dado que las sociedades profesionales se han implicado en el proceso desde un principio, que el modelo de matrices de riesgo ya es conocido por el proyecto MARR y que utilizar la misma metodología permitirá comparar resultados, hace que el modelo y el software sirvan para mejorar la seguridad en radioterapia y para edificar una cultura de seguridad en el área.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GUÍA PARA LA APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA DE LAS MATRICES DE RIESGO EN SERVICIOS DE RADIOTERAPIA. FORO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO SANITARIO (SPAIN); 2016.

## IMPLICACIONES EN LA DOSIS AL PERSONAL POR EL USO DE UNA MANTA PLOMADA EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA DE MAMA CON EL EQUIPO DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA AXSENT (XOFT)

Benito García, J. C. (1); Fernández Lara, Á. A. (1); Martín Rincón, C. (1); Agüera Rodríguez, R. (1); Granado Alonso, L. (1); Tenllado Baena, E. (1); Ramos Pacho, J. A. (1); García Repiso, S. (1); Hernández Rodríguez, J. (1); Escobar Corominas, I. (1); Álvarez Pérez, J. M. (1); Montes Fuentes, C. (1); Gómez Llorente, P. L. (1)

(1) Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA, BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA, AXSENT, FLEXISHIELD, NIVELES DE RADIACIÓN

### INTRODUCCIÓN

En nuestro centro la radioterapia intraoperatoria (RIO) de mama se realiza en un quirófano blindado con el equipo de braquiterapia electrónica Axxent (Xoft) que cuenta con una fuente de rayos X miniaturizada con una tensión de 50 kVp. Como blindajes de protección radiológica se utilizan un tejido plomado (Flexishield) que se coloca sobre la zona de tratamiento y una mampara plomada que protege al operador.

El propósito de este trabajo es estimar la dosis que puede afectar al operador si de forma accidental se realiza el tratamiento sin la manta plomada, y comprobar que el blindaje estructural del quirófano en dicho caso [MRC1] sigue siendo válido.

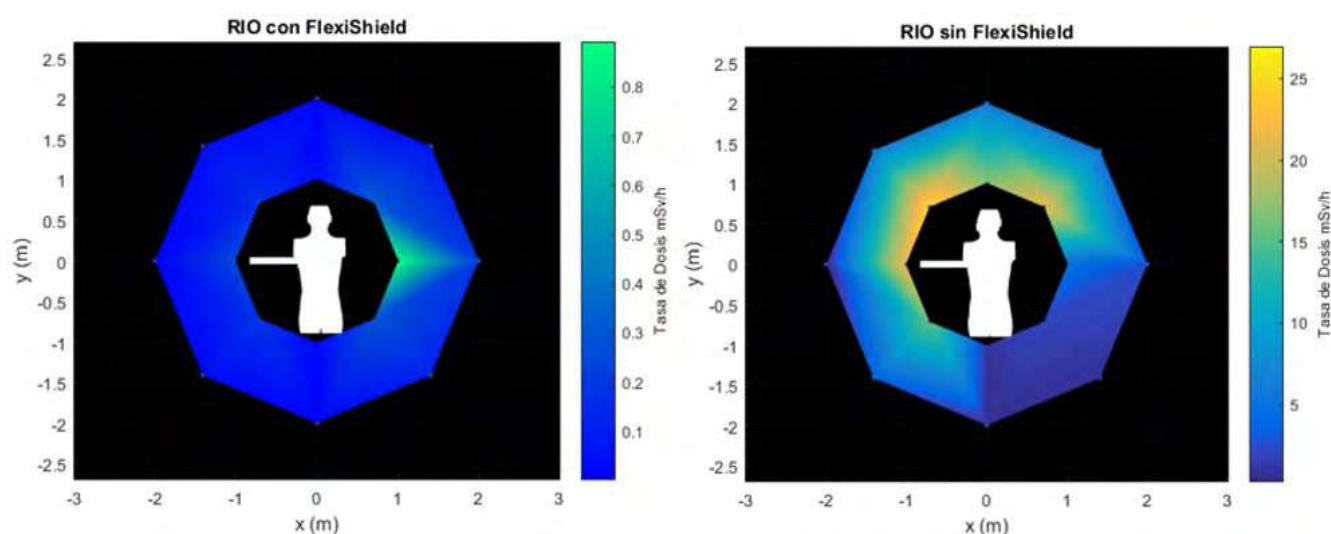
### MATERIAL Y MÉTODOS

Para reproducir la situación clínica se utilizó el maniquí antropomórfico Alderson Rando junto con un bolus de espesor 1 cm con el fin de simular una mama, al ser dicho espesor el mínimo necesario para poder administrar el tratamiento, y un aplicador esférico de tamaño 3-4 cm con 30 cm<sup>3</sup> de agua.

Se tomaron medidas de niveles de radiación con los detectores RaySafe X2 y 451P de Fluke Biomedical en 16 puntos de la sala: la mitad a 1 metro de la fuente de dispersa y la otra mitad a 2 metros de dicha fuente, con 3 medidas en cada uno de estos puntos. Asimismo se tomaron medidas tras la mampara plomada (de 1 mm Pb, con cristal de 3 mm Pb equivalente). Adicionalmente, se tomaron las mismas medidas colocando el Flexishield, con 0.45 mmPb a 50 kVp.

### RESULTADOS

En la Fig1 se muestran los niveles de radiación con y sin Flexishield, obtenidos interpolando las medidas de cada uno de los citados puntos.



Como se puede comprobar en la Fig1, sin Flexishield la zona más desfavorable para el puesto del operador es hacia la cabeza del paciente. En ese caso, a 2 metros de la fuente y tras la mampara plomada, la dosis estimada en un tratamiento estándar de 7-8 minutos es de 10-15  $\mu$ Sv, lo que supondría ~3.4 mSv en un año para un tratamiento cada día.



También en ese caso, el cálculo de blindajes según NCRP-147 indica que 0.7 mm Pb son suficientes para blindar zonas de libre acceso alrededor del quirófano.

## DISCUSIÓN

El uso de Flexishield reduce la tasa de dosis en la sala a la mitad en el peor de los casos.

Sin Flexishield, aun realizando una intervención diaria durante un año, la dosis a personal continúa muy por debajo de los límites establecidos por ley (20 mSv/año). Por otro lado, el blindaje estructural de plomo calculado en este supuesto es menor que el espesor de 1.5 mm Pb presente en los quirófanos en los que se realiza la técnica.

## CONCLUSIONES

Los valores de dosis por la no utilización de la manta plomada no superarían los límites establecidos para los trabajadores expuestos. No obstante, siguiendo el principio de optimización, su uso es obligatorio.

Se recomienda que durante el tratamiento el puesto del operador tras la mampara se sitúe hacia los pies del paciente.

# EVALUACIÓN DE UN SISTEMA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PERSONAL SUSPENDIDO FRENTE A UN SISTEMA CONVENCIONAL EN PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS

Agulla Otero, M. (1); Hurtado Romero, A. E. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Pena Vaquero, S. (1); Antón García, D. (1); Torres Cabrera, R. (1); Miguel Pérez, D. (1); Donis Gil, S. (1); Villar Vázquez, C. (1); Soto Angona, R. (1); del Castillo Belmonte, Á. (1); de Frutos Baraja, J. M. (1); Alonso Hernández, D. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

PALABRAS CLAVE: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, PROCEDIMIENTOS INTERVENCIONISTAS, DOSIS AMBIENTALES, ZERO-GRAVITY®, RAYOS X, ELEMENTOS DE PROTECCIÓN INDIVIDUAL.

## INTRODUCCIÓN

Los profesionales que trabajan dentro de sala en procedimientos intervencionistas guiados por rayos X cuentan con diferentes elementos de protección, como las mamparas y los mandiles plomados. Como estos pueden resultar incómodos o pesados, han surgido soluciones comerciales que consisten en un elemento de protección individual suspendido sobre el profesional, que ofrece una gran protección a la vez que evita cargar su peso sobre él. En este trabajo se realiza una evaluación de uno de estos sistemas frente a un sistema convencional.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En una sala de radiología vascular GE Innova IGS 540 se llevaron a cabo medidas de tasa de dosis con un detector Fluke 451P en diferentes puntos del interior de la sala, tanto usando el sistema suspendido Zero-Gravity® (1.0 mm Pb) como el sistema convencional que combina mampara de techo (0.5 mm Pb) y chaleco (0.35 mm Pb). Se irradió un maniquí de PMMA de 20 cm de espesor en proyección PA (tubo abajo) utilizando un protocolo de Abdomen, con DFD=1m y un campo de 40x40 cm<sup>2</sup>. La técnica empleada en fluoroscopia fue 87 kV, 1.2 mA, 7.5 pps.

Se midió la tasa de dosis a la altura del pecho del intervencionista, situado a pie de tubo, en diferentes condiciones: sin blindaje, con el dispositivo Zero-Gravity®, sólo con el chaleco y con la combinación de mampara y chaleco. Asimismo, también se midió la tasa de dosis en puntos más alejados (figura 1), representativos de los lugares que pudiesen ocupar otros profesionales.



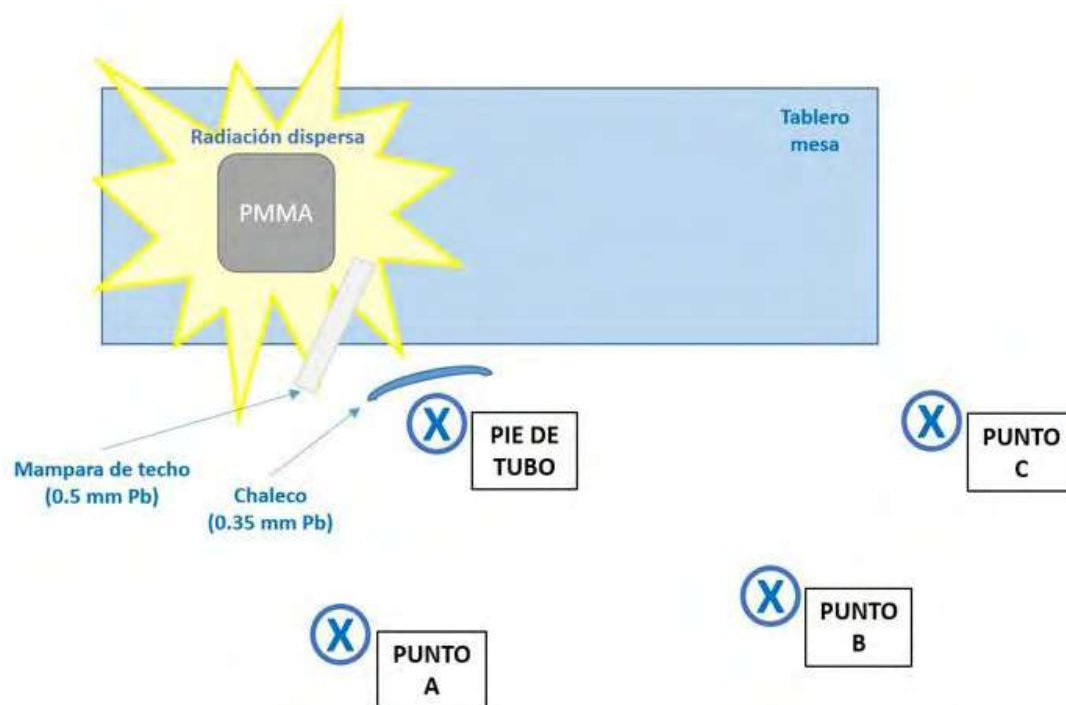


FIGURA 1. Puntos de medida en la configuración de mampara+chaleco.

## RESULTADOS

Los resultados pueden verse en la tabla 1.

| PUNTO DE MEDIDA                         | MEDIDAS DE TASA DE DOSIS ( $\mu\text{Sv/h}$ ) |               |            |                            | FACTOR<br>ZERO-GRAVITY® /<br>(MAMPARA + CHALECO) |
|-----------------------------------------|-----------------------------------------------|---------------|------------|----------------------------|--------------------------------------------------|
|                                         | SIN BLINDAJE                                  | ZERO-GRAVITY® | CHALECO Pb | MAMPARA Pb +<br>CHALECO Pb |                                                  |
| PIE DE TUBO<br>(Pecho Intervencionista) | 800                                           | 2.7           | 25         | 1.9                        | 1.4                                              |
| PUNTO A<br>(Detrás Intervencionista)    | -                                             | 37            | -          | 9.2                        | 4.0                                              |
| PUNTO B<br>(Pie de mesa - Detrás)       | -                                             | 12            | -          | 8.0                        | 1.5                                              |
| PUNTO C<br>(Pie de mesa)                | -                                             | 60            | -          | 32                         | 1.9                                              |

TABLA 1. Resultados

## DISCUSIÓN

La protección que ofrece el sistema Zero-Gravity® al intervencionista que se encuentra a pie de tubo es superior a la que ofrece solamente el chaleco, pero es mayor la que ofrece la combinación de mampara y chaleco en un factor 1.4. Además, el uso del Zero-Gravity® proporciona cierta protección a los demás profesionales que puedan estar en otros lugares de la sala debido al apantallamiento parcial de la radiación dispersa que provoca, pero es nuevamente mayor la protección que ofrece el sistema convencional (mampara y chaleco), con factores que van desde 1.5 hasta 4, según la posición. Esto se debe a que, en este último caso, la mampara de protección que cuelga del techo se puede poner muy cerca del paciente, por lo que el apantallamiento de la radiación dispersa que produce es mayor que el proporcionado por el Zero-Gravity®, que en todo momento acompaña solamente al intervencionista.

## CONCLUSIONES

El sistema Zero-Gravity® permite una gran protección del profesional que se encuentra a pie de tubo, con la ventaja de que libera a éste del peso del sistema de protección. No obstante, el resto de los profesionales que se encuentran dentro de la sala verán mermada su protección si no se complementa su uso con la mampara plomada de techo.



## CHECKLIST PARA LA INSTALACION DE NUEVOS EQUIPOS DE RAYOS X

Muñoz Espejo, M. (1); Manzano Martínez, F. J. (1); Luque Espejo, B. (2)  
(1) VITHAS Sanidad Malaga Internacional, (2) SAS

PALABRAS CLAVE: INSTALACION EQUIPOS RX, CAMBIO DE TUBO, CAMBIO DE GENERADOR

### INTRODUCCIÓN

La instalación de nuevos equipos de rayos X conlleva la realización de verificaciones y de gestión de documentación para los Servicios de Física Medica y Protección Radiológica.

Para hacer el proceso mas eficiente y seguro en nuestro Servicio hemos desarrollado un checklist que incluye todos los pasos del proceso de instalación y registro de documentación, lo que nos sirve también como herramienta de mejora en nuestras funciones y ayuda a evitar errores futuros.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Elaboración de checklist teniendo en cuenta los pasos a seguir en la instalación de un nuevo equipo de rayos x. Se tienen en cuenta también los pasos para el registro del equipo ante el órgano correspondiente.

Modificación de checklist cuando encontramos algo nuevo que añadir o modificar algo que cambie la forma de hacerlo. Imagen 1.

### RESULTADOS

El checklist nos ayuda a verificar todas las pruebas que se le realicen al nuevo equipo o ante un cambio de generador o tubo en un equipo existente, encontrando errores y solucionándolos previamente a la puesta en marcha del equipo.

En la gestión de documentación nos ayuda a rellenar correctamente los datos del equipo, respecto a parámetros técnicos y a datos de la empresa, lo que evita el rehacer documentos de nuevo y el tiempo que ello conlleva. Así como registros erróneos en la administración que son de mas difícil solución.

### CONCLUSIONES

Los checklist son una buena herramienta para el control radiológico y de seguridad en la implantación de nuevos equipos de rayos x, además de ser una buena herramienta también para la gestión de documentación de estos nuevos equipos.

## OPTIMIZACIÓN DE LAS RESTRICCIONES AL ALTA EN PACIENTES TRATADOS CON 177LU-DOTATATE

Henao Isaza, A. M. (1); Irazola Rosales, L. (2); Cuenca Bandín, T. (1); Echegoyen Ruiz, P. (1); Prieto Azcárate, E. (1); Rosales, J. J. (1); Martí-Climent, J. M. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra, (2) OSI Alava, Osakidetza

### INTRODUCCIÓN

En la actualidad el documento más empleado para el cálculo de restricciones al alta en pacientes de terapia metabólica es el denominado FORO [1]. En éste se da cuenta de los límites de dosis establecidos por ICRP y OIEA para la protección radiológica de las personas convivientes y el público.

El objetivo del trabajo fue determinar, a partir de los datos de valores de restricciones al alta de la cohorte de pacientes tratados con Lu-177-DOTATE en nuestro centro, la necesidad de emplear un valor paciente-ciclo específico de vida media para estimar las restricciones. Para ello, se tuvieron en cuenta tanto las condiciones de convivencia como las características propias de cada paciente en términos de eliminación del radiofármaco.

### MATERIAL Y MÉTODO

Se estudió una cohorte de 24 pacientes y se calcularon sus periodos de semieliminación efectivos ( ) a partir de las medidas de tasa de dosis a 1 m. Con ellos, se realizaron diferentes test para comprobar la equivalencia estadística de los valores R (4.2.1). Se construyó una cohorte final para la que se calcularon los valores de vida media colectivos.



Posteriormente, se realizó una comparativa de las restricciones obtenidas para los distintos valores de vida media (poblacional vs. paciente-específico). La evaluación estadística se realizó con un nivel de confianza del 95%, calculando entonces las restricciones a partir de la Macro de Excel (v.2016) diseñada en nuestro centro.

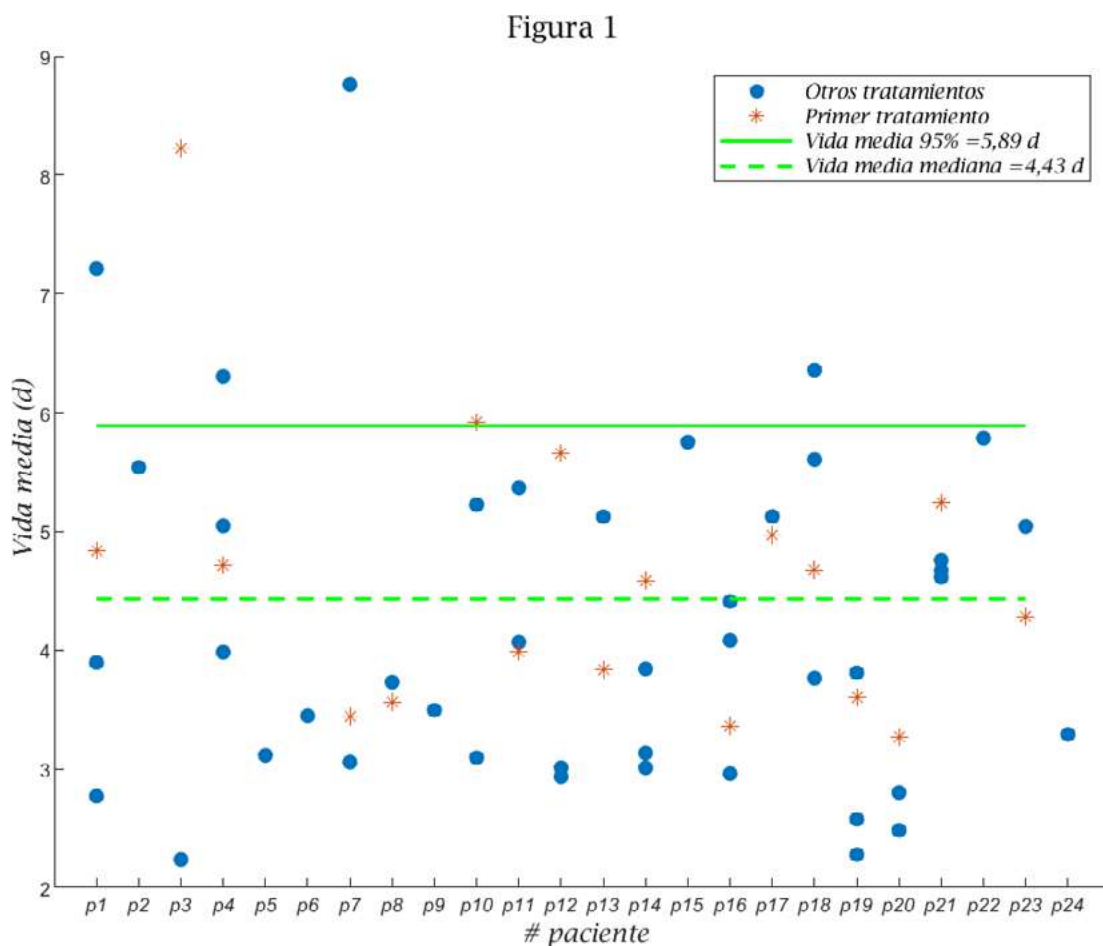
## RESULTADOS

En una primera cohorte de paciente con 4 ciclos de tratamiento, se encontró que los valores  $T_{1/2}$  obtenidos entre los distintos ciclos, no presentaron diferencias estadísticamente significativas ( $p=0.97$ ), eliminando por tanto la dependencia en el ciclo. Esto se mostró también para los valores  $T_{1/2}$  de los pacientes con menor número de ciclos, al compararse con la primera cohorte ( $p=0.50$ ).

Posteriormente se tomó un ciclo representativo de cada paciente de ambos subgrupos y al compararlos, se comprobó que los valores de ambas cohortes no presentaron diferencias estadísticamente significativas ( $p=0.88$ ).

Se creó un grupo representativo de pacientes, aportando cada uno datos de 1 ciclo, calculando la mediana y el percentil-95 de la vida media (4.43 y 5.89 d, respectivamente).

Estudiando las vidas medias de cada paciente, se observa que el 58% de la población presenta un valor intermedio en su primer ciclo, pudiendo ser considerado como representativo (FIGURA 1).



Finalmente, al evaluar las restricciones, la vida media del percentil-95 resulta altamente restrictivo, mientras que la vida media del primer ciclo, la media del paciente y la mediana poblacional estiman aproximadamente el mismo número de días de restricciones (TABLA 1).



**Tabla 1.**

|                                       | <b>Niños 0-1 años</b> |                | <b>Pareja menor 60 años</b> |                |
|---------------------------------------|-----------------------|----------------|-----------------------------|----------------|
| <b>Vida media (<math>\tau</math>)</b> | <b>Promedio</b>       | <b>Mediana</b> | <b>Promedio</b>             | <b>Mediana</b> |
| <i>Cada paciente</i>                  | 8.7                   | 8              | 6.8                         | 6              |
| <i>1<sup>er</sup> tratamiento</i>     | 8.7                   | 8              | 6.2                         | 6              |
| <i>Mediana</i>                        | 8.2                   | 8              | 6.5                         | 6              |
| <i>95%</i>                            | 13.1                  | 13             | 11.2                        | 10             |

#### CONCLUSIONES

Los resultados indican la bondad de usar el valor de vida media del primer ciclo o valores poblacionales como la mediana para el cálculo de restricciones tras el tratamiento. Se determina que el uso del percentil-95 es un valor altamente restrictivo que puede afectar la calidad de vida del paciente (siendo el más conservador en su definición), recomendado su uso exclusivamente en casos donde la casuística de convivencia del paciente lo precise.

#### REFERENCIAS

<sup>1</sup> [HTTPS://WWW.SEPR.ES/PROFESIONALES/DESCARGABLES/DOWNLOAD/77-FORO-DE-PR-EN-EL-MEDIO-SANITARIO/4108-CRITERIOS-DE-ALTA-DE-PACIENTES-SOMETIDOS-A-TRATAMIENTO-DE-I-131-2-011](https://www.sepr.es/profesionales/Descargables/download/77-FORO-DE-PR-EN-EL-MEDIO-SANITARIO/4108-CRITERIOS-DE-ALTA-DE-PACIENTES-SOMETIDOS-A-TRATAMIENTO-DE-I-131-2-011)

## ESTIMACIÓN DE DOSIS A TRABAJADORES EN SALAS DE BRAQUITERAPIA ELECTRÓNICA PARA TRATAMIENTOS DE TERAPIA SUPERFICIAL Y DE MAMA.

Castro Moreno, R. (1); Gonzalez Rodriguez, A. (2); Gandia Martinez, A. (2); Lozares Cordero, S. (2); Sanchez Casi, M. (2); Jiménez Puertas, S. (2); Díez Chamarro, J. (2); Villa Gazulla, D. (2); Hernandez Hernandez, M. (2); Font Gomez, J. A. (2)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet, (2) Hospital Universitario Miguel Servet

#### INTRODUCCIÓN

El objetivo de este estudio es establecer un criterio práctico para la optimización del uso de materiales de protección radiológica en braquiterapia electrónica.

#### MATERIALES Y MÉTODOS

Se han replicado tratamientos de terapia superficial y de radioterapia intraoperatoria de mama utilizando un equipo Axxent® (Xoft Inc.) con diferentes aplicadores: uno cónico de 50 mm de diámetro para tratamientos superficiales y un balón de 30 cc para tratamientos de mama. Como medio dispensador se han usado aguas sólidas RW3.

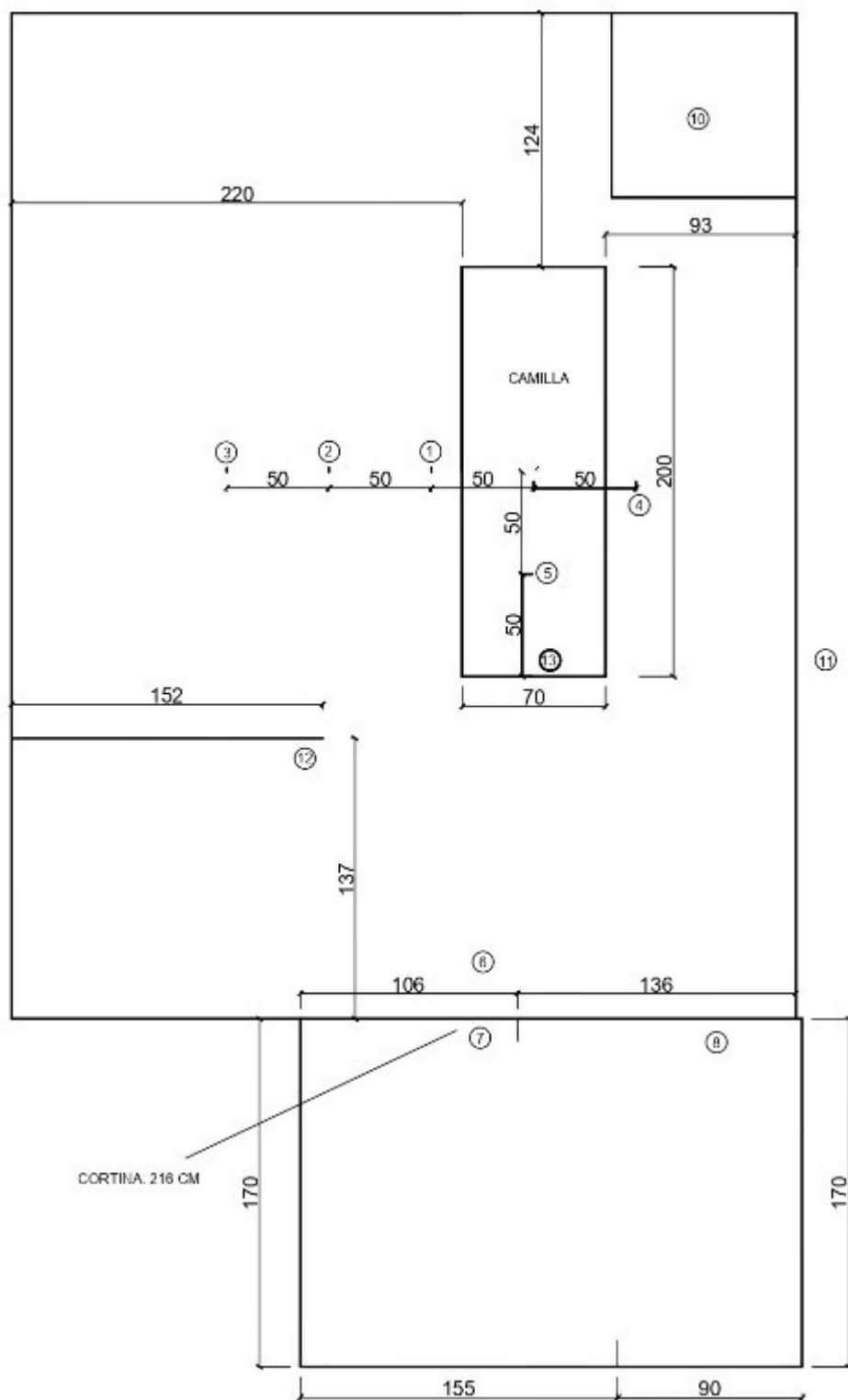


FIGURA 1: Esquema de los puntos de medida de tasa de dosis ambiental en la sala de tratamiento.

Se han tomado medidas de tasa de dosis ambiental en diferentes puntos de una sala de tratamiento, reproduciendo condiciones reales de tratamientos de piel y mama, con y sin diferentes protecciones radiológicas.

Las medidas se han tomado en los diferentes puntos de la FIGURA 1 sin protección, y con diferentes combinaciones: para mama, una mampara de 2 mm de Pb equivalente y/o un delantal de 0.25 mm de Pb equivalente; para superficial, las anteriores y/o una manta de 0.5 mm de Pb equivalente.

Se ha calculado la dosis equivalente anual con una carga de trabajo de 40 pacientes a la semana y se ha comparado con el número máximo de pacientes que podrían tratarse sin exceder el límite de dosis anual de 6 mSv, 3/10 del límite de dosis equivalente, recomendado por la IAEA.



## RESULTADOS

Se han tomado medidas en 13 localizaciones de la sala de tratamiento (FIGURA 1). Los puntos más relevantes son a 0.5 m (P1), 1 m (P2) y 1.5 m (P3).

|                    | Dose rate in P1<br>( $\mu\text{Sv/h}$ ) |                            | Dose rate in P2<br>( $\mu\text{Sv/h}$ ) |                            | Dose rate in P3<br>( $\mu\text{Sv/h}$ ) |                             |
|--------------------|-----------------------------------------|----------------------------|-----------------------------------------|----------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------|
|                    | Skin                                    | Breast                     | Skin                                    | Breast                     | Skin                                    | Breast                      |
| Without protection | 420                                     | 2200                       | 104                                     | 720                        | 1,5                                     | 320                         |
| With apron         | 3,9                                     | 34<br>(with blanket: 11)   | 2                                       | 7,5<br>(with blanket: 3,5) | 1                                       | 10,8<br>(with blanket: 2,5) |
| With screen        | 0,3                                     | 1,8<br>(with blanket: 0,4) | 0,4                                     | 3,1<br>(with blanket: 1)   | 0,2                                     | 2,2<br>(with blanket: 1,2)  |

| 6<br>mSv/year      | Patients /week in<br>P1 |                             | Patients /week in<br>P2 |                            | Patients /week in<br>P3 |                            |
|--------------------|-------------------------|-----------------------------|-------------------------|----------------------------|-------------------------|----------------------------|
|                    | Skin                    | Breast                      | Skin                    | Breast                     | Skin                    | Breast                     |
| Without protection | 1                       | 0                           | 4                       | 1                          | 101                     | 3                          |
| With apron         | 116                     | 26<br>(with blanket: 81)    | 226                     | 119<br>(with blanket: 254) | 452                     | 82<br>(with blanket: 356)  |
| With screen        | 1058                    | 500<br>(with blanket: 2227) | 1052                    | 287<br>(with blanket: 891) | 2262                    | 405<br>(with blanket: 768) |

TABLA 1: Izquierda: Tasa de dosis ambiental en los puntos 1, 2 y 3 a 0.5 m, 1 m y 1.5 m del paciente, respectivamente. Derecha: Estimación del número máximo de pacientes a la semana por trabajador sin exceder el límite de dosis recomendado.

Las medidas inferiores a  $0.5\mu\text{Sv/h}$  han sido consideradas radiación de fondo.

## DISCUSIÓN

A más de 1 m de distancia, el número de pacientes que puede tratar un trabajador sin superar los límites de dosis recomendados es inferior, en cualquiera de los casos, a la carga de trabajo habitual de un hospital.

A distancias inferiores a 1 m es suficiente con el uso de alguno de los materiales de protección radiológica analizados en este estudio para no superar los límites de dosis recomendados, mostrando mayor atenuación la pantalla de 2mm de Pb equivalente que el delantal de 0.25 mm de Pb equivalente.

## CONCLUSIONES

El uso del delantal o la mampara de protección a una distancia de 1 m es suficiente para satisfacer los límites de dosis recomendados para un trabajador que debe permanecer dentro de la sala de tratamiento de braquiterapia electrónica, durante el tratamiento.

Es importante estar adecuadamente protegido frente a radiaciones ionizantes, pero el exceso, puede requerir más recursos económicos. El uso correcto de los materiales de protección radiológica es fundamental para un trabajo óptimo.

# EFFECTIVIDAD DE UN LABERINTO COMO ELEMENTO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Arrocha Acevedo, J. F. (1); García Sánchez, M. (1); Lupiani castellanos, J. (1); Fernández Rodríguez, D. (1); Albertos Fernández, M. J. (1)  
(1) Hospital Universitario de Jerez

PALABRAS CLAVE: LABERINTO, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, DOSIS LÍMITE.

## INTRODUCCIÓN

Los aceleradores lineales de electrones(ALE's) utilizados en radioterapia siempre son instalados dentro de un búnker. Éste protege a trabajadores y usuarios de la instalación sanitaria frente a radiaciones ionizantes.

Los búnkeres suelen estar diseñados con dos tipos de entrada. Unos con una gran puerta que ofrece protección radiológica(P.R.) y otros con una puerta convencional seguida de un largo pasillo que conduce a la sala de tratamientos. Este largo pasillo es denominado laberinto.

Las dependencias del Sº.Radioterapia del H.U.Jerez incluyen dos búnkeres. El primero contiene un ALE Varian TrueBeam que está siendo utilizado actualmente mientras el segundo permanece en desuso. Ambos búnkeres tienen laberintos.





Periódicamente se realizan medidas de P.R. en:puerta,puesto de control y lugares próximos al búnker. Se ha determinado que en estos lugares la dosis efectiva anual realmente es inferior a 1mSv, límite utilizado para miembros del público.

El objetivo del presente estudio es ampliar el conocimiento de estas medidas estándares y averiguar qué sucede en el laberinto.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se describe el lugar de las medidas con un resumen de sus dimensiones. La sala de tratamientos es de 6,10mx7'5m. el pasillo principal del laberinto es de 14'30mx1'95m. Entre sala y pasillo hay una pared de 1'10m de espesor.

Los materiales han sido:

- Planchas de agua sólida que se colocan como dispersor.
- Cinta métrica y trípode.
- Monitor de radiación Fluke. En su display aparecen tasa, dosis integrada y tasa máxima.

Se han determinado varios lugares de medida, cerca de la puerta y a lo largo del laberinto. Se determina un punto de origen en la puerta del búnker. El eje X va en la dirección longitudinal del pasillo mas largo del laberinto. El eje Y es perpendicular y horizontal. El eje Z es vertical.

Cada lugar conlleva una medida y esta medida se ha obtenido mientras el ALE dispara 1000UM, con tasa 600UM/min, con energía 10MV y con apertura de colimador 40x40 a un blanco de 20cm de agua sólida a DFS:100cm.

También se ha hecho una medida de fondo integrando durante 100s.

## RESULTADOS

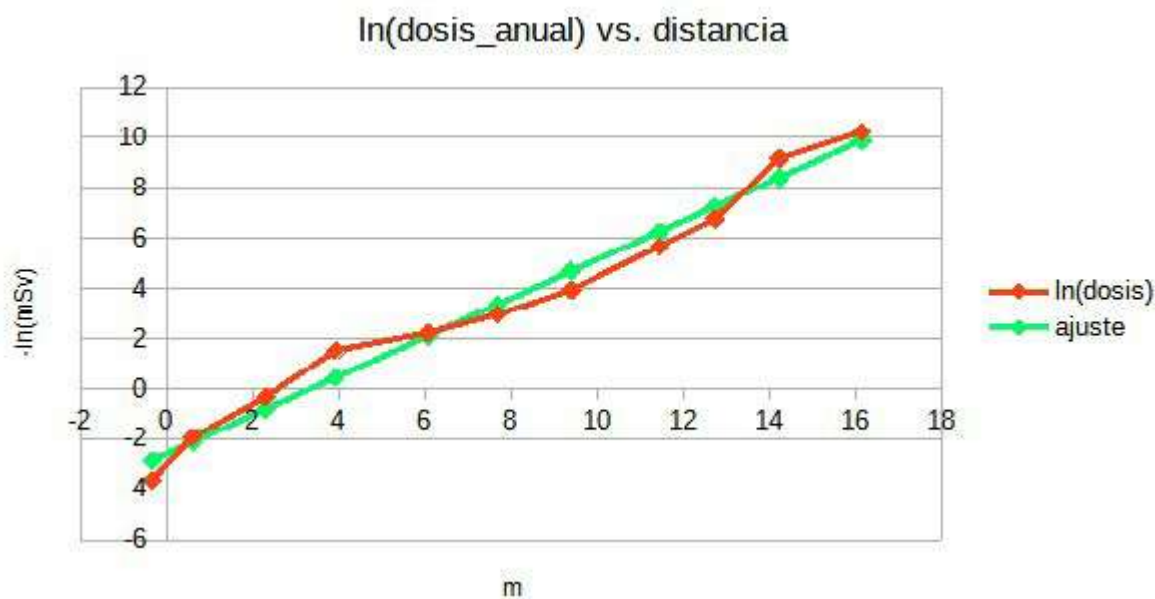
La distancia en el lugar enésimo se calcula de acuerdo a la serie:  $d_1=0'34m, d_2=0'60m$  y  $d_n = d_{n-1} + \sqrt{\Delta X^2 + \Delta Y^2}$ .

Se consedera una carga de trabajo semanal de 176000UM y se considera que el año tiene 52sem.. Esto permite calcular la dosis anual que puede representarse frente a la distancia desde la puerta.

| X(m)                                                                                 | Y(m)  | Z(m) | distancia(m) | dosis(μSv) | tasa máx.<br>(μSv/h) | dosis anual<br>(mSv) |
|--------------------------------------------------------------------------------------|-------|------|--------------|------------|----------------------|----------------------|
| se hace una medida de fondo 12'4nSv y 0'69μSv/h; esta medida está restada en "dosis" |       |      |              |            |                      |                      |
| 0,00                                                                                 | -0,34 | 1,64 | -0,34        | 0          | 0,56                 | 0,027                |
| se pasa la puerta                                                                    |       |      |              |            |                      |                      |
| 0,00                                                                                 | 0,60  | 1,64 | 0,60         | 0,02       | 1,26                 | 0,146                |
| 0,00                                                                                 | 2,30  | 1,64 | 2,30         | 0,08       | 3,73                 | 0,722                |
| se dobla el primer recodo del laberinto                                              |       |      |              |            |                      |                      |
| 0,00                                                                                 | 3,93  | 1,64 | 3,93         | 0,511      | 20,0                 | 4,67                 |
| 2,14                                                                                 | 3,93  | 1,64 | 6,07         | 1,02       | 38,2                 | 9,31                 |
| 3,75                                                                                 | 3,93  | 1,64 | 7,68         | 2,11       | 73,3                 | 19,3                 |
| 5,47                                                                                 | 3,93  | 1,64 | 9,40         | 5,63       | 214                  | 51,5                 |
| se dobla un segundo recodo                                                           |       |      |              |            |                      |                      |
| 7,52                                                                                 | 3,93  | 1,64 | 11,45        | 32,2       | 1180                 | 295                  |
| 8,00                                                                                 | 2,73  | 1,64 | 12,74        | 94,7       | 3450                 | 867                  |
| se llega a la sala de tratamientos                                                   |       |      |              |            |                      |                      |
| 8,00                                                                                 | 1,23  | 1,64 | 14,24        | 1070       | 38800                | 9793                 |
| 6,70                                                                                 | -0,17 | 1,64 | 16,15        | 3050       | 110000               | 27913                |



La dosis anual va a crecer exponencialmente cuando se camina desde la puerta:  $r^2=0.98$ .



## DISCUSIÓN

Las puertas que se utilizan en búnkeres sin laberinto son complejas, caras y a menudo se averían, lo cual supone paradas en los tratamientos de radioterapia. En cambio la idea de un laberinto con una puerta convencional resulta sencilla.

Los laberintos resultan efectivos como elementos de P.R. y en este sentido un trabajador expuesto del H.U.Jerez podría sentirse seguro hasta 8m más allá de la puerta.

## CONCLUSIONES

La solución de protección radiológica de búnker con laberinto resulta ideal si existe espacio y presupuesto para una construcción un poco más grande.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REAL DECRETO 1029/2022, DE 20 DE DICIEMBRE; REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN DE LA SALUD CONTRA LOS RIESGOS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A LAS RADIACIONES IONIZANTES.

# IMPORTANCIA DE HACER RASTREO DE CONTAMINACION TRAS LAS PRUEBAS DE ESFUERZO. HALLAZGOS

Muñoz Espejo, M. (1); Manzano Martínez, F. J. (1); Luque Espejo, B. (2)

(1) VITHAS Sanidad Málaga Internacional, (2) SAS

## INTRODUCCIÓN

Las pruebas de esfuerzo, son pruebas rutinarias que se hacen en el Servicio de Cardiología.

Desde el punto de vista de radiológico nos interesan aquellas en las que se utilizan isótopos radiactivos, que se hacen en conjunto con el Servicio de Medicina Nuclear.

La realización de estas pruebas conlleva una serie de Riesgos Radiológicos de ahí la importancia de que haya un buen circuito de comunicación entre los diferentes servicios que están involucrados: Medicina Nuclear, Cardiología y Servicio de Protección Radiológica.

Nuestro Servicio y el Servicio de Medicina Nuclear acordaron la implantación de un protocolo de como realizar el transporte del material radiactivo y de almacenaje de los residuos radiactivos generados.



Unido al protocolo anterior nuestro Servicio de Protección Radiológica establecido un circuito de rastreo de contaminación a realizar una vez terminadas las pruebas con los pacientes, que nos ha valido para ir desarrollando y adaptando la manera de hacer el rastreo y ajustarlo a nuestro propio hospital.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Para realizar el rastreo de contaminación utilizamos:

Detector de Contaminación

Si encontramos valores elevados utilizamos también:

Detector de Radiación

Así podemos comprobar la dosis de radiación en los puestos de trabajo y para el resto de pacientes, de esta manera nos aseguramos la seguridad radiológica de los trabajadores, expuestos o no, de los pacientes y del público en general.

#### RESULTADOS

En la mayoría de los rastreos realizados los valores de contaminación están por debajo de los límites permitidos.

Entre los que hemos encontrado valores de contaminación por encima de los límites, encontramos que los electrodos que se utilizan para hacer la prueba también se contaminan, por lo que se introdujo en el protocolo que ya teníamos, que se deben almacenar como residuo radiactivo hasta que decaiga la radiación y se pueda desechar como basura normal.

Todos los materiales fungibles que se utilizan se almacenan también como residuo radiactivo, porque hemos ido encontrando medidas altas a lo largo del tiempo en diferentes elementos fungibles que se utilizan para hacer la prueba. Imagen 1.

Una vez que se encuentra contaminación hacemos descontaminación de la zona y se realiza un cálculo para ver si se puede seguir desarrollando el trabajo de manera normal. Imagen 2.

#### CONCLUSIONES

Es muy importante realizar un buen rastreo de contaminación después de las pruebas de esfuerzo, que incluya todo el recorrido que tenga el isótopo y todo el material que se pueda utilizar para realizar la prueba.

Tan importante es lo anterior como lo es que el personal este bien formado en Protección radiológica y que posea la licencia oportuna para poder manipular isótopos radiactivos.

## 12 AÑOS DE EVALUACIÓN CON DOSIMETRÍA DE INVESTIGACIÓN. MAPA RADIOLÓGICO DE UN HOSPITAL

Manzano Martínez, F. J. (1); Muñoz Espejo, M. (1); Nuño Rodríguez, C. (2)  
(1) VITHAS Sanidad Málaga Internacional, (2) Genesiscare Benalmadena

#### INTRODUCCIÓN

En 2009 iniciamos una campaña para crear un mapa radiológico del hospital.

En la mayoría de los hospitales si esta bien definida la dosis recibida por trabajadores expuestos y publico en las instalaciones radiactivas. Pero hay otras zonas donde es posible la exposición a la radiación, como transito de pacientes con isótopos o circuito de residuos desde terapia metabólica, etc. Que deben ser evaluadas para crear un Mapa Radiológico Completo del Hospital.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Durante 12 años se han ido colocando dosímetros de investigación en 21 ubicaciones distintas del Hospital. El origen de la investigación en cada zona tenía como motivos principales.

- Establecer si es factible la dosimetría de personal a partir de la dosimetría de área.
- Hacer un seguimiento del recorrido de la tubería desde Terapia Metabólica hasta los depósitos.
- Evaluar transito de residuos sólidos desde Terapia Metabólica. Almacenamiento temporal junto a zona de trabajo.
- Evaluar la dosis en zonas anexas al bunker de radioterapia, por nuevo uso o por carga de trabajo creciente.
- Evaluar el recorrido de pacientes de Medicina Nuclear y tener una base para la formación de trabajadores.



- Evaluar repercusiones de formas de trabajo particular. Trabajo con puerta abierta en control de gammacámara, etc.
- Evaluar uso de zonas anexas dentro de la instalación de Medicina Nuclear.

#### RESULTADOS:

Se evalúan un total de 21 ubicaciones diferentes a lo largo de 12 años con más de 800 dosis mensuales recogidas.

Los puntos de medida, así como el motivo, tiempo de evaluación, resultados como dosis máxima recogida y decisión final se encuentran desglosados en la tabla. TABLA1

#### CONCLUSIONES

De la dosimetría en arcos quirúrgicos usados en quirófano se establece la necesidad de establecer dosimetría personal, ya sea individual o a partir de dosimetría de área. Investigando de manera paralela la correlación entre colocación de dosímetros de área y la dosis personal máxima estimada.

En Hemodinámica (HD) las altas dosis recomiendan si o si, dosimetría personal individual en cualquier periodo.

Del estudio del recorrido de la tubería de residuo líquido desde terapia metabólica, al ser muy variable el flujo, se ha ido optimizando la posición para tener una evaluación más real. Finalmente en algunas ubicaciones se ha establecido una dosimetría de área fija.

Para el recorrido de la basura de terapia metabólica se ha decidido rastrear antes de evacuar, aunque los resultados de la investigación fueron negativos.

Las zonas anexas al bunker de radioterapia son aptas para la ubicación de trabajadores no expuestos, tras la investigación.

Las dudas del personal del hospital ante el transito de pacientes desde medicina nuclear han sido "aclaradas" en base a los datos.

Formas de trabajo particulares también han sido evaluadas, algunas mediante detector, por lo que no aparecen en la tabla, pero en todos los casos no necesita de una evaluación mayor, pero si de una formación mas "tranquilizadora".

En zonas dentro de medicina nuclear hemos tenido tanto resultados positivos como negativos por lo que se recomienda evaluar en cada centro.

---

## REFUERZO DE LA INFORMACIÓN A PACIENTES EN RADIOTERAPIA MEDIANTE LA REALIZACIÓN DE ENCUESTAS Y ENTREGA DE DOCUMENTACIÓN

Pérez Ríos, L. (1); Sánchez Ramos, A. (1); Castro Ramírez, I. J. (1); Angulo Paín, E. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)  
(1) Hospital Universitario Puerta Del Mar

PALABRAS CLAVE: ENCUESTA, DOCUMENTACIÓN, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, RADIOTERAPIA

#### INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 601/2019 pone énfasis en la necesidad de aplicar requisitos más estrictos en cuanto a la información que se debe proporcionar al paciente en relación con su tratamiento. Por ello, el objetivo de este estudio es analizar el conocimiento de pacientes y acompañantes sobre los procedimientos a los que se van a someter y la labor que desempeñan los físicos en el ámbito de la radioterapia.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han elaborado una serie de cuestiones con el fin de evaluar la información recibida por los pacientes, así como los conocimientos previos que pudiesen tener relacionados con las radiaciones ionizantes. Estas encuestas podían ser realizadas de manera escrita o a través de un código QR que dirigía a la plataforma Google Forms, con la que posteriormente se analizan los resultados de todas las respuestas recibidas. Una vez que el paciente termina de responder a las preguntas se les resolvían sus posibles dudas y se les proporcionaban dos trípticos y un libro.

El primer tríptico, elaborado por la SEFM, está relacionado con la Física Médica como actividad y el segundo, de elaboración propia, se centra más en las funciones que desempeña el radiofísico en el hospital. Por otro lado, el libro publicado por el CSN, aporta información sobre el uso de radiaciones ionizantes en Medicina.

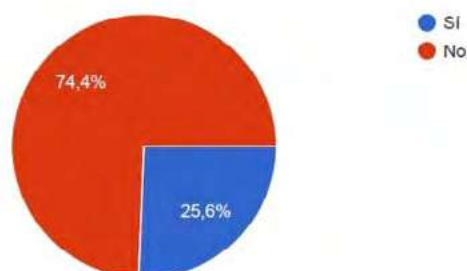


## RESULTADOS

En total, han participado 39 pacientes, de los cuales el 61.5 % son acompañantes y el 38.5 % pacientes. Los rangos de edad considerados fueron: menos de 30 años (7.7 %), entre 30 y 50 años (35.9%), entre 50 y 70 años (38.5 %) y más de 70 años (17.9%). Se observa un desconocimiento general sobre el el tratamiento radioterápico y sus efectos secundarios, así como la falta de información sobre nuestra labor y la parte más técnica de los tratamientos. Donde más desconocimiento se ha encontrado ha sido en relación a la Protección Radiológica, ya que un 74.4% de los encuestados no habían escuchado acerca de ella con anterioridad.

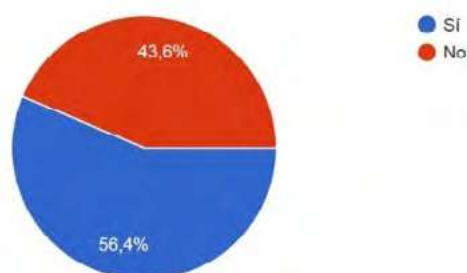
### ¿Ha oído hablar acerca de la Protección Radiológica?

39 respuestas



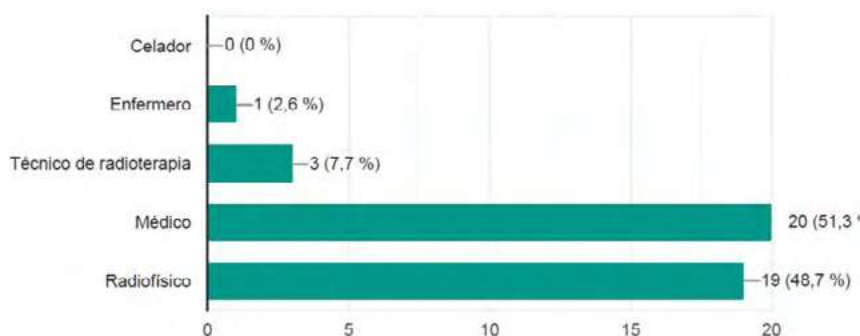
### ¿Sabía usted que existen físicos trabajando en los hospitales (radiofísicos), concretamente en el ámbito de la radioterapia?

39 respuestas



### De los siguientes profesionales, señale quién es el responsable de diseñar y optimizar su tratamiento de radioterapia

39 respuestas



## CONCLUSIÓN

Tras el análisis de los resultados se puede concluir que es necesario reforzar la información facilitada tanto aspectos básicos como técnicos, ya que, en muchos casos esta falta de información puede generar ansiedad e inquietud. De esta manera, se hace partícipe a los pacientes de su propia seguridad radiológica. Sin embargo, siempre se debe tener en cuenta las preferencias individuales de cada paciente respecto a cuanta información extra desea recibir.



## ESTUDIO PILOTO PARA IMPLANTACIÓN DE UN PROGRAMA DE DOSIMETRÍA EN CRISTALINO

Onsès-Segarra, A. (1); Muñoz-Montplet, C. (1); Jurado-Burggeman, D. (1); Gil-Rubio, I. (1)

(1) Instituto Catalán de Oncología

### INTRODUCCIÓN

En el año 2013 se publicó la directiva EURATOM 2013/59. Uno de los cambios que introducía era la reducción del límite de dosis equivalente a cristalino para trabajadores expuestos, pasando de ser 150 mSv anuales a 20 mSv anuales. El Real Decreto 1029/2022 ajusta la legislación española a la directiva, especificando que la dosis efectiva en cristalino para trabajadores expuestos no debe superar los 100 mSv en cinco años consecutivos. Esta reducción en el límite de dosis implica que algunos colectivos sanitarios expuestos a radiaciones ionizantes, que estaban lejos del límite previo, podrían superar el nuevo límite, por lo que se requiere la monitorización específica de la dosis al cristalino. En este sentido se inició en 2021 una prueba piloto en nuestro hospital para establecer qué colectivos podrían ser susceptibles de necesitar dicha monitorización.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La prueba piloto se dividió en dos fases. En la primera se seleccionaron dos profesionales (facultativo y enfermería) de categoría A para los servicios más expuestos a radiaciones ionizantes. A estos profesionales se les proporcionó un TLD de solapa específico colocado por encima del delantal para medir la dosis superficial. Para estimar la dosis equivalente en cristalino Hp(3) se multiplicaron las lecturas Hp(0,07) de este dosímetro por un factor 0,75. La atenuación que supone el uso de gafas plomadas se tuvo en cuenta con un factor 0,5 en la lectura. Los valores obtenidos con esta metodología se registraron durante 3 meses. En una segunda fase, a los profesionales cuyas lecturas en la primera fase fueron más elevadas, susceptibles de superar los 6 mSv (3/10 del límite de dosis), se les proporcionaron dosímetros específicos para cristalino para medir directamente Hp(3).

### RESULTADOS

Los profesionales en los que se obtuvieron dosis equivalentes al cristalino más altas fueron los facultativos de los servicios de endoscopias, cirugía vascular, hemodinámica y radiología intervencionista. En la tabla 1 se muestran los resultados de la primera y segunda fase del piloto.

| Categoría   | Servicio           | Dosis anual cristalino (mSv) |                      |
|-------------|--------------------|------------------------------|----------------------|
|             |                    | dosímetro delantal           | dosímetro cristalino |
| Enfermería  | Quirófano          | 0.9                          |                      |
| Enfermería  | Medicina Nuclear   | 1.8                          |                      |
| Enfermería  | Quirófano          | 0.5                          |                      |
| Facultativo | Endoscopías        | 4.5                          | 1.6                  |
| Facultativo | Medicina Nuclear   | 1.4                          |                      |
| Enfermería  | Quirófano          | 0.0                          |                      |
| Facultativo | Radiología interv. | 36.9                         | 3.0                  |
| Facultativo | Endoscopías        | 3.2                          |                      |
| Enfermería  | Hemodinámica       | 2.3                          |                      |
| Facultativo | Urología           | 0.0                          |                      |
| Enfermería  | Endoscopías        | 0.0                          |                      |
| Facultativo | Radiología interv. | 2.3                          |                      |
| Facultativo | COT                | 2.3                          |                      |
| Facultativo | Vascular           | 9.9                          | 22.0                 |
| Enfermería  | Radiología interv. | 3.2                          |                      |
| Facultativo | Hemodinámica       | 11.3                         | 10.8                 |

**Tabla 1:** Dosis anual al cristalino para diferentes profesionales, calculada a partir de un dosímetro colocado en la solapa y a partir de un dosímetro de cristalino, ambos durante tres meses.





## DISCUSIÓN

Las lecturas de la dosis en cristalino estimadas a partir del dosímetro de delantal tienen un nivel de incertidumbre considerable. No obstante, los perfiles profesionales que tuvieron valores más altos concuerdan con aquellos en los que se recomienda una monitorización según la guía sobre criterios de protección radiológica operacional para el sector sanitario de la SEPR.

La segunda fase permitió confirmar que las dosis a cristalino recibidas por estos colectivos requerían monitorización y que la metodología de la primera fase es suficientemente precisa como para identificar estos profesionales.

## CONCLUSIONES

El establecimiento de un nuevo límite para la dosis equivalente al cristalino significativamente menor al que había anteriormente implica que algunos profesionales sanitarios puedan acercarse al límite, por lo que la dosis al cristalino debe ser estimada mediante una medida directa. En este trabajo se proporciona una metodología sencilla para identificar aquellos colectivos susceptibles de recibir mayores dosis en el cristalino, lo que ha permitido establecer un programa de medida de dosis en cristalino costo efectivo en nuestro centro.

# GESTIÓN DEL RIESGO DE EXPOSICIÓN DEL CRISTALINO PERCIBIDO POR EL PERSONAL TSID EN QUIRÓFANOS CENTRALES EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS

Gutiérrez Rodríguez, L. (1); Hernández Concepción, E. (1); Catalan Acosta, A. (2); Perdomo Morales, Y. M. (1); Sánchez Hernández, O. (1)  
(1) Servicio de Física Médica, Hospital Universitario de Canarias, (2) Hospital Universitario de Canarias

PALABRAS CLAVE: PERCEPCIÓN DEL RIESGO, DOSIS CRISTALINO, QUIROFANOS

## INTRODUCCIÓN

En el Hospital Universitario de Canarias (HUC), los técnicos superiores en imagen para el diagnóstico y medicina nuclear (TSID) asignados a los quirófanos centrales (quirófanos no intervencionistas y ocasionalmente quirófano de cirugía vascular) mostraron una creciente inquietud sobre las dosis que pudieran recibir en el cristalino, solicitando que se les dotara de gafas plomadas. Desde el Servicio de Física Médica y Protección Radiológica se les asesoró en el sentido que recoge la guía de protección radiológica en el sector sanitario, elaborada por la Sociedad Española de Protección Radiológica en Diciembre de 2021, transmitiéndoles la baja probabilidad de recibir dosis que alcancen una fracción significativa de los límites para la aparición de efectos deterministas. Se les informó asimismo sobre los resultados anuales de la dosimetría de área de los quirófanos donde trabajan, medida con dosimetría de área del CND, con un promedio anual de 0,1 mSv mensual tanto para los dosímetros colocados en pared como en el propio arco quirúrgico, salvo para el arco de vascular que fue de 1,68 mSv.

Aún así, la inquietud persistía entre este colectivo profesional, por lo que se decidió proporcionarles dosímetros de cristalino.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se solicitó un dosímetro personal de cristalino al CND para cada uno de los TSID (7 en total), registrando la Hp (3) de cada uno de ellos durante 10 meses. La evaluación de las dosis recibidas en el cristalino se basó en los resultados arrojados por los informes emitidos por el CND mensualmente.

## RESULTADOS

Las lecturas de Hp (3) proporcionadas por el CND durante 10 meses fueron de fondo para los 7 TSID todos y cada uno de los meses, a pesar de su ocasional rotación por el quirófano de cirugía vascular.

## DISCUSIÓN

A la vista de los resultados dosimétricos, se confirmó el criterio adoptado por el Servicio de Física Médica y Protección Radiológica del HUC de no dotar de gafas plomadas a este personal. Este resultado fue comunicado al colectivo de TSID de quirófanos centrales y se les transmitió tranquilidad, intentado concienciarles sobre el uso racional de los recursos que debe reinar en cualquier institución pública. 5.- Conclusiones. Es habitual que los trabajadores expuestos muestren preocupación por el riesgo a la salud inherente a la exposición ocupacional a radiaciones ionizantes. Es misión de los Servicios de Física Médica y Protección Radiológica el asesorar y canalizar estas inquietudes basándose en las herramientas que se encuentran a su disposición: evaluación de los puestos de trabajo mediante las cargas de trabajo y dosimetría de área, dosimetría personal, publicaciones científicas y recomendaciones nacionales



e internacionales de organismos competentes y sociedades científicas. Los Servicios de Física Médica y Protección Radiológica deben velar por la correcta aplicación de los principios de Protección Radiológica y por el uso racional de los recursos sanitarios.

## EXPERIENCIA DEL HOSPITAL PUERTA DEL MAR CON EL CONTROL DE EPIS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Castanedo Alvarez, M. (1); Sasián Cagigas, R. (1); Vicent Granado, D. (1); Pérez Ríos, L. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

PALABRAS CLAVE: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, EPIS, DELANTALES PLOMADOS

### INTRODUCCIÓN

Se ha propuesto desde el servicio de radiofísica el control de todas las prendas plomadas existentes en el hospital, lo que incluye delantales, chalecos, faldas y protectores de tiroides. Se busca remarcar la importancia de estos controles.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Para la evaluación de las prendas, se ha utilizado la escopia de los equipos de hemodinámica Philips Allura FD20, tanto el equipo de la sala 1 como el de la sala 2, los cuales son exactamente iguales. Colocando las prendas sobre la mesa, pisando escopia y liberando la mesa para moverla, vamos obteniendo las imágenes. Es imprescindible contar con la ayuda de los servicios a los que se les realiza el control.

Se lleva una clasificación por colores (Tabla1) donde el color verde muestra que la prenda se encuentra en perfecto estado, el color amarillo exige un control en 6 meses puesto que presenta pequeñas grietas que no son significativas ni se encuentran en zona comprometida, pero a la vez corren el riesgo de aumentar en tamaño y por último el color rojo significa que se retira el delantal por presentar deficiencias en cuanto a PR.

|                    | Nº prendas | Correctos | En observación | Retirados |
|--------------------|------------|-----------|----------------|-----------|
| Delantales         | 96         | 59        | 21             | 16        |
| Chalecos           | 34         | 31        | 2              | 1         |
| Faldas             | 35         | 32        | 1              | 2         |
| Protector tiroides | 70         | 69        | 1              | 0         |
| Prendas totales    | 165        | 121       | 24             | 19        |

Tabla1. Se muestra la recopilación de los datos recogidos a lo largo del año.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se han evaluado 165 prendas plomadas, donde 24 de ellas se han visto mínimamente perjudicadas, 19 se han retirado y el resto, 121, se han considerado óptimas para su uso diario. Algunas de las prendas, se vió que estaban altamente dañadas (Figura1) y se tuvieron que retirar al momento.



FIGURA 1. Imagen de uno de los delantales plomados retirados.

Puede comprobarse como los protectores de tiroides se conservan mejor y tienen menor posibilidad de rotura.

### CONCLUSIÓN

Se considera muy necesario un control de este tipo, puesto que los profesionales pueden estar desprotegidos ante las radiaciones, sin ser conscientes de ello ya que como se ha visto, que un delantal sea nuevo y aparentemente esté en perfecto estado, no exime la ausencia de grietas que en algunos casos pueden llegar a ser significativas. Se hace también importante la revisión de los mismos desde que se compran hasta que se dé el visto bueno para el uso buscando hacer un inventariado fiable.

---

## PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN QUIRÓFANO NO BLINDADO CON EQUIPO O- ARM

Pérez Ríos, L. (1); Granado Olmedo, J. M. (1); Angulo Paín, E. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

PALABRAS CLAVE: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, DOSIMETRÍA DE ÁREA

### INTRODUCCIÓN

Debido al uso demostrativo de un equipo CT intraoperatorio O-Arm, de la casa Medtronic, en un quirófano no blindado, se requiere revisar las normas de protección radiológica en la instalación, asesorando a los profesionales respecto de la posición óptima del equipo y de los profesionales, así como de las restricciones y reclasificación de las áreas adyacentes. Se presentan las medidas de dosimetría de área obtenidas en diferentes zonas alrededor del quirófano.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Un equipo O-Arm fue utilizado en cirugías de traumatología y neurocirugía. Se utilizó un quirófano que tuviese el menor número posible de habitaciones a su alrededor y que a su vez se encontrase lo más cerca posible de los muros del edificio que dan a la calle.

Durante el tiempo de irradiación se cerró el paso en el pasillo sucio señalizándose con cintas y pegatinas con el color de la zona clasificada, en este caso gris. El quirófano se clasificó como zona de permanencia limitada.

El equipo puede disparar de dos formas: Modo fluoroscopia, para adquisiciones 2D y modo 3D de forma equivalente a un CT. Durante las adquisiciones, los profesionales se colocaron fuera del quirófano. Los profesionales que dispararon el equipo, se colocaron justo detrás de él con mandil plomado. El resto se colocaron en las zonas señalizadas. El equipo fue utilizado en 4 intervenciones.

Para optimizar la protección radiológica, el anillo del equipo se orientó hacia el pasillo sucio. En la realización del disparo lateral, el haz debía apuntar hacia la zona limpia.

Se estimaron las dosis que se podía recibir revisando en primer lugar las curvas de isodosis proporcionadas por el fabricante y luego verificando mediante medidas de dosimetría de área.



Todas las medidas se realizaron con un detector X2 Survey de Raysafe, excepto la localización de los profesionales sin mandil plomado que se midió con un Raysafe 452.

## RESULTADOS

En la siguiente tabla se presentan los valores de dosimetría de área obtenidos. Para calcular la dosis total se va a suponer que se realizan 6 disparos de fluoroscopia lateral y AP y 3 disparos 3D.

El suelo y el techo no fueron medidos ya que al realizar el cálculo de blindajes y utilizando una carga de trabajo de 3 disparos 3D al día, se obtiene un espesor necesario de hormigón de 4.9 cm. El espesor mínimo existente de hormigón en suelo y techo es de 10 cm, siendo suficiente para la carga de trabajo supuesta.

Además, los dosímetros utilizados durante las intervenciones arrojaron un valor de fondo.

## DISCUSIÓN

Las medidas presentadas indican unos valores de dosis muy por debajo de las restricciones para trabajadores profesionalmente expuestos. El poco uso del equipo permitió su uso en instalaciones no blindadas respetando las pautas dadas por el Servicio de Protección Radiológica.

## CONCLUSIONES

En caso de adquirir el equipo y debido al comprensible aumento de la carga de trabajo del mismo, se deberá blindar el quirófano en el que se sitúe.

# VALORACIÓN DE LA EFICACIA PROTECTORA DE UN SISTEMA EPI PLOMADO DE CUELLO, BARBILLA Y CRÁNEO PARA PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Hurtado Romero, A. E. (1); Soto Angona, R. (1); Villar Vázquez, C. (1); Pena Vaquero, S. (1); Antón García, D. (1); Andrés Rodríguez, C. (1); Agulla Otero, M. (1); Donis Gil, S. (1); Miguel Pérez, D. (1); del Castillo Belmonte, Á. (1); Alonso Hernández, D. (1); de Frutos Baraja, J. M. (1); Torres Cabrera, R. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valladolid

PALABRAS CLAVE: EPI; ELEMENTOS DE PROTECCIÓN INDIVIDUAL; BLINDAJE; CABEZA; CUELLO; RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

## INTRODUCCIÓN

La Radiología Intervencionista es una disciplina que supone una constante exposición a radiación X de diagnóstico en un entorno muy próximo a la fuente. La indumentaria habitual del personal intervencionista como elementos de protección individual (EPI) es el mandil plomado o bien el juego de chaleco y falda y, en ocasiones, protector tiroideo. Éstos suelen presentar espesores equivalentes de plomo de entre 0.25 mm y 0.35 mm.

Otros elementos protectores se encuentran dentro de la propia sala: faldillas, mamparas de vidrio plomado, etc. En este entorno de trabajo resultan imprescindibles todos estos elementos de protección.

El objetivo de este trabajo es evaluar la efectividad de un juego EPI de 2 piezas para proteger cuello, mentón y cabeza.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado un maniquí antropomorfo de cabeza colocado sobre un maniquí de PVC relleno de agua que simula el torso del usuario (Figura1).



FIGURA 1. a) Maniquí sin EPI. b) con EPI. c) Simulación 3D

Para reproducir las condiciones menos favorables únicamente se ha utilizado el EPI estudiado. Las medidas se han llevado a cabo en una sala equipada con un arco de intervencionismo.

El paciente ha sido simulado mediante bloques de PMMA de 30 cm de espesor total, que actúan como objeto dispersor. El maniquí a estudio se ha situado en torno a 50 cm del paciente.

Se han dispuesto una serie de 30 puntos sobre la superficie del maniquí de cabeza. En dichos puntos se ha colocado un juego de dosímetros de termoluminiscencia (TLDs 100) para realizar medidas sin EPI. Posteriormente, se han retirado y se ha colocado un nuevo juego de TLDs para las medidas con EPI.

Como medida de proporcionalidad (reproducibilidad) de dosis se ha dispuesto un juego de 5 TLDs sobre el arco en C del equipo para cada una de las situaciones.

Finalmente, se han realizado disparos de escopia de 120 kVp para alcanzar entorno al orden de 1 mGy de dosis absorbida en el maniquí de estudio.

## RESULTADOS

En la Tabla 1 se muestran los resultados de las medidas de dosis absorbidas en los TLDs.

TABLA 1. Medidas de Dosis Absorbida con y sin EPIs.





| Sin EPI's |               |             | Con EPI's |               |             |                          |            |                                   |
|-----------|---------------|-------------|-----------|---------------|-------------|--------------------------|------------|-----------------------------------|
| DOSIMETRO | LECTURA (μGy) | DOSIS (mGy) | DOSIMETRO | LECTURA (μGy) | DOSIS (mGy) | DOSIS PROPORCIONAL (mGy) | ATENUACIÓN |                                   |
| 14A1      | 927,1         | 0,663       | 14K1      | 779,9         | 0,550       | 0,27                     | 59,7%      | Zona superior y cerebro           |
| 14A2      | 964,4         | 0,692       | 14K2      | 1003,0        | 0,721       | 0,35                     | 49,4%      |                                   |
| 14A3      | 972,8         | 0,698       | 14K3      | 563,3         | 0,383       | 0,19                     | 73,3%      |                                   |
| 14A4      | 1405,0        | 1,031       | 14K4      | 194,0         | 0,099       | 0,05                     | 95,3%      |                                   |
| 14A5      | 1131,0        | 0,820       | 14K5      | 261,7         | 0,151       | 0,07                     | 91,0%      |                                   |
| 14A6      | 976,8         | 0,701       | 14K6      | 686,6         | 0,478       | 0,23                     | 66,9%      |                                   |
| 14A7      | 832,9         | 0,591       | 14K7      | 927,4         | 0,663       | 0,32                     | 45,5%      |                                   |
| 14A8      | 1822,0        | 1,351       | 14K8      | 299,1         | 0,180       | 0,09                     | 93,5%      |                                   |
| 14A9      | 1565,0        | 1,154       | 14K9      | 247,6         | 0,140       | 0,07                     | 94,1%      |                                   |
| 14A10     | 1642,0        | 1,213       | 14K10     | 232,3         | 0,129       | 0,06                     | 94,9%      |                                   |
| 14B1      | 862,7         | 0,614       | 14L1      | 438,5         | 0,287       | 0,14                     | 77,3%      | Ojos y zona central               |
| 14B2      | 1129,0        | 0,818       | 14L2      | 1456,0        | 1,070       | 0,52                     | 36,5%      |                                   |
| 14B3      | 1735,0        | 1,285       | 14L3      | 3583,0        | 2,706       | 1,31                     | -2,3%      |                                   |
| 14B4      | 1706,0        | 1,262       | 14L4      | 3186,0        | 2,401       | 1,17                     | 7,6%       |                                   |
| 14B5      | 1637,0        | 1,209       | 14L5      | 2599,0        | 1,949       | 0,95                     | 21,7%      |                                   |
| 14B6      | 587,5         | 0,402       | 14L6      | 382,2         | 0,244       | 0,12                     | 70,5%      |                                   |
| 14B7      | 1931,0        | 1,435       | 14L7      | 1098,0        | 0,795       | 0,39                     | 73,1%      |                                   |
| 14B8      | 2166,0        | 1,616       | 14L8      | 4179,0        | 3,165       | 1,54                     | 4,9%       |                                   |
| 14B9      | 2220,0        | 1,658       | 14L9      | 4212,0        | 3,190       | 1,55                     | 6,5%       |                                   |
| 14B10     | 2026,0        | 1,508       | 14L10     | 3857,0        | 2,917       | 1,42                     | 6,1%       |                                   |
| 14C1      | 652,1         | 0,452       | 14M1      | 316,8         | 0,194       | 0,09                     | 79,2%      | Zona inferior barbilla y tiroides |
| 14C2      | 1942,0        | 1,444       | 14M2      | 144,3         | 0,061       | 0,03                     | 98,0%      |                                   |
| 14C3      | 2371,0        | 1,774       | 14M3      | 232,4         | 0,129       | 0,06                     | 96,5%      |                                   |
| 14C4      | 2418,0        | 1,810       | 14M4      | 248,3         | 0,141       | 0,07                     | 96,2%      |                                   |
| 14C5      | 2069,0        | 1,541       | 14M5      | 330,4         | 0,204       | 0,10                     | 93,6%      |                                   |
| 14C6      | 577,6         | 0,394       | 14M6      | 195,7         | 0,100       | 0,05                     | 87,6%      |                                   |
| 14C7      | 1064,0        | 0,768       | 14M7      | 221,2         | 0,120       | 0,06                     | 92,4%      |                                   |
| 14C8      | 2503,0        | 1,875       | 14M8      | 201,0         | 0,105       | 0,05                     | 97,3%      |                                   |
| 14C9      | 2420,0        | 1,811       | 14M9      | 226,6         | 0,124       | 0,06                     | 96,7%      |                                   |
| 14C10     | 1491,0        | 1,097       | 14M10     | 503,7         | 0,337       | 0,16                     | 85,1%      |                                   |

Los datos resaltados en tono azul son los que han tenido mayor atenuación debida al EPI (~95%) y en tono rojo los que menos (~5%).

## DISCUSIÓN

Los datos obtenidos tras las medidas ponen de manifiesto la capacidad protectora de estos EPIs, a nivel radiológico. Sin embargo, en los procedimientos de intervencionismo es muy importante tener en cuenta, además, la ergonomía y comodidad del uso de estos elementos, que suelen ser pesados y poco transpirables.

Si estos elementos resultan incómodos tras un uso prolongado, la práctica del personal que lo utiliza puede verse mermada y ello inducir a una peor utilización de los dispositivos radiológicos o un mayor tiempo de exposición a la radiación. En esos casos, el empleo de dichos EPIs resultaría ineficaz.

## CONCLUSIONES

Los EPIs evaluados protegen radiológicamente las zonas cubiertas.

La comodidad de su uso prolongado es un factor importante y no está comprobada.

## REFERENCIAS

- GUNI E, HELLMANN I, WUCHERER M, KNAPPE-KAGAN P, HARTMANN J, LELL M, ADAMUS R. EFFECTIVENESS OF RADIATION PROTECTION CAPS FOR LOWERING DOSE TO THE BRAIN AND THE EYE LENSES. CARDIOVASC INTERVENT RADIOL. 2021 AUG;44(8):1260-1265. doi: 10.1007/s00270-021-02831-3
- REAL DECRETO 1029/2022, DE 20 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN DE LA SALUD CONTRA LOS RIESGOS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A LAS RADIACIONES IONIZANTES





## ESTIMACIÓN DE DOSIS A LOS PROFESIONALES IMPLICADOS EN LOS TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PÁNCREAS MEDIANTE EL IMPLANTE DE MICROPARTÍCULAS DE P-32

Béjar Navarro, M. J. (1); Chillida Rey, R. (1); Galiano Fernández, P. (1); Williamson, S. (1); Prieto Morán, D. (1); Sevillano Martínez, D. (1); García Fuentes, J. D. (1); Cámara Gallego, M. (1); Capuz Suárez, B. (1); Colmenares Fernández, R. (1); Morís Pablos, R. (1); García Vicente, F. (1)

(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

PALABRAS CLAVE: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, DOSIMETRÍA OCUPACIONAL, P-32

### INTRODUCCIÓN

El implante de micropartículas de  $^{32}\text{P}$  es una nueva estrategia terapéutica para el tratamiento de tumores irresecables de páncreas. De cara a la puesta en marcha de la nueva técnica y autorización de la misma por el CSN es necesario estimar la dosis recibida por los distintos tipos de profesionales involucrados y decidir si bajo los supuestos considerados procede la reclasificación del trabajador expuesto (TE) o la toma de medidas adicionales de protección radiológica.

### MATERIAL Y MÉTODO

Para la estimación de las dosis recibidas por los profesionales se han identificado de entre todas las etapas de que consta el procedimiento aquellas que implican un mayor riesgo de irradiación para los trabajadores. Se ha estimado el tiempo necesario para llevar a cabo cada una de las actuaciones y se ha calculado la dosis acumulada para cada tipo de profesional en cuerpo entero o en extremidades, según proceda, considerando si se puede interponer blindaje entre fuente y operador y teniendo en cuenta los valores publicados para la tasa de dosis a 30 cm de una fuente puntual (0,118 mSv/h/MBq) y para la

tasa de dosis a 1 m de un vial de vidrio de 10 ml (1,31 10<sup>-6</sup> mSv/h/MBq)<sup>(1)</sup>. Se ha supuesto que el número máximo de procedimientos es de 3 al mes o 36 al año.

Las etapas identificadas como de mayor riesgo son:

1. Preparación de la jeringuilla que contiene la actividad prescrita para el tumor, realizada por el/la radiofarmacéutico/a (TE de categoría A). En esta etapa se ha estimado la dosis únicamente en manos dado que el TE va a trabajar protegido por una pantalla de espesor superior al alcance máximo de la radiación emitida por el  $^{32}\text{P}$  y sin producción significativa de radiación de bremsstrahlung, con lo que la dosis recibida en cuerpo será mínima.
2. Inyección del radiofármaco en el paciente, realizada por el/la médico/a nuclear (categoría B). En esta etapa se ha realizado una estimación tanto en manos como en cuerpo total.

En el resto de las etapas el radiofármaco está protegido por un blindaje, por lo que el riesgo de irradiación es mínimo y no se han tenido en cuenta en la estimación de las dosis a profesionales.

### RESULTADOS

Los resultados obtenidos se muestran en las tablas 1 y 2.

TABLA 1: Dosis en manos durante la preparación del radiofármaco. El blindaje se considera total cuando cubre completamente la fuente y parcial en caso contrario. En el primer caso se ha supuesto una atenuación del 99% y en el segundo del 10%.

TABLA 2: Estimación de dosis en manos y cuerpo total para médico/a nuclear y endoscopista durante la administración del radiofármaco

### DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

De la estimación realizada se concluye que el incremento en las dosis anuales de los TE debido a la realización de implantes de  $^{32}\text{P}$  no supone la reclasificación de ninguno de ellos ni la toma de medidas de protección radiológica adicionales con respecto a las ya previstas.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> RADIONUCLIDE AND RADIATION PROTECTION DATA HANDBOOK 2002. RADIATION PROTECTION DOSIMETRY, VOL. 98 No 1, 2002



## ÁREA TEMÁTICA: MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÉS. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

### REALIZACIÓN DE UN MANIQUÍ PARA QC DE EQUIPO DE INTRAOPERATORIA

Azkonobieta Carballo, M. (1); Batista Herrera, M. S. (2); Fernández Belmonte, F. (2); Garrido Bretón, C. (2); Díaz Calzadilla, P. (2)  
(1) Universidad de La Laguna, (2) Hospital Universitario Canarias

PALABRAS CLAVE: MANIQUÍ, FANTOMA, RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA, iORT-50

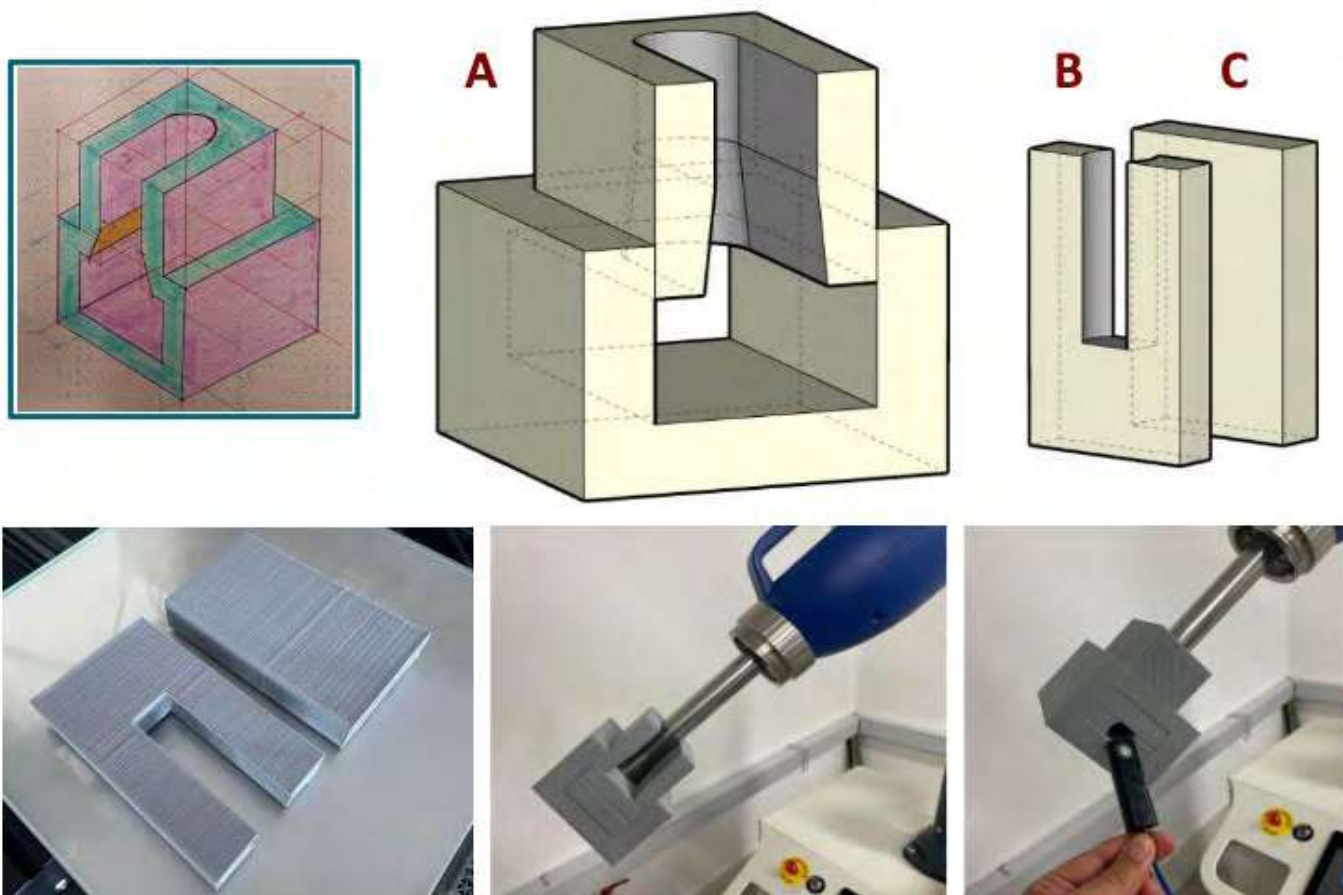
#### INTRODUCCIÓN

La realización de técnicas de radioterapia intraoperatoria (RIO) exige la realización pretratamiento de un control de calidad (QC) del equipo. Durante este QC se determina la tasa de dosis, la calidad del haz y la integridad mecánica del aparato. Para agilizar este QC se ha diseñado y construido mediante impresión 3D un maniquí adaptable al equipo iORT-50 de BEBIG Medical.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

El diseño del fantoma se llevó a una impresora 3D modelo Comgrow Creality Ender 3, donde se imprimió mediante modelado por deposición fundida usando un filamento termo-plástico tipo PLA, un polímero derivado del ácido poliláctico de densidad  $1,24 \text{ g/cm}^3$ . La impresión 3D construye las figuras creando un mallado interno de densidad ajustable y una superficie más densa y sellada. En este caso se optó por una densidad nominal del 30% ( $0,37 \text{ g/cm}^3$ ), para obtener un fantoma ligero que pudiera adaptarse al equipo sin forzar su estructura.

El maniquí consta de tres piezas: un cuerpo sólido adaptable al aplicador de terapia superficial 3d30 (A), un cajón diseñado para insertar en él la cámara de ionización modelo PTW 23342 0.02 cc (B) y otro cajón sólido para medir el factor de calidad del haz (C).

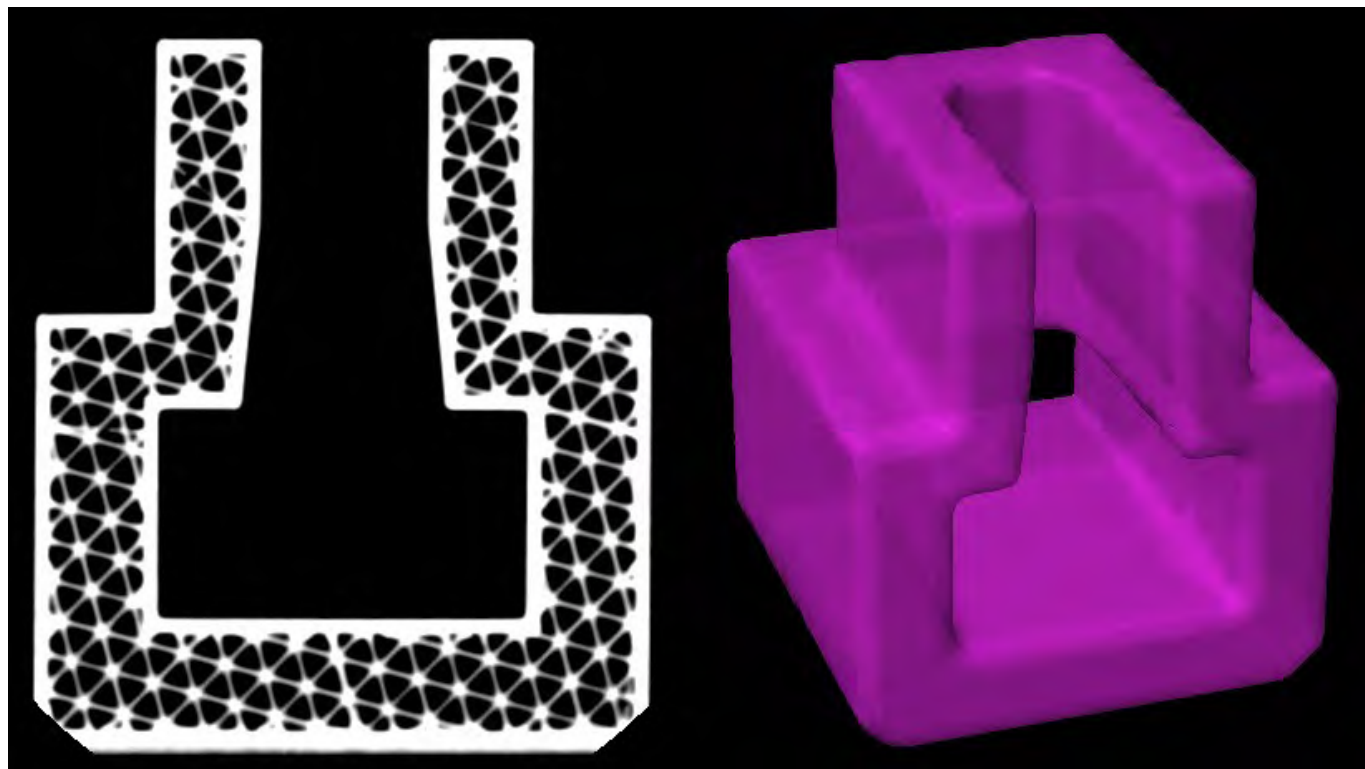




Se ha medido la masa de las piezas mediante balanzas de precisión (masa total de 494 g) y su volumen y densidad con el software de planificación ECLIPSE, tras realizarles un escaneo con un CT Toshiba, que nos permite además ver su estructura interna.

## RESULTADOS

La impresión 3D genera volúmenes de densidad no homogénea. El mallado interno presenta la densidad nominal pero en la superficie se acumulan 2,2 mm de láminas de PLA densamente apiladas ( $1,2 \text{ g/cm}^3$ ), de modo que las densidades medias calculadas de las piezas son:  $0,59 \text{ g/cm}^3$  (A),  $0,75 \text{ g/cm}^3$  (B) y  $0,71 \text{ g/cm}^3$  (C).



## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se ha realizado un maniquí para QC del equipo de ioRT-50 de BEBIG.

El maniquí permite realizar medidas en dos configuraciones diferentes (intercambiando los cajones B-C de posición), lo que permite obtener de forma rápida y eficaz dos medidas que determinan la dosis de radiación en superficie y la calidad del haz. Debido al acople del maniquí al brazo del equipo, es posible realizar los disparos en diferentes angulaciones, permitiendo detectar desperfectos mecánicos dentro del tubo sin complicar el montaje experimental.

El diseño es además flexible. Puede mantenerse la pieza principal y crear nuevos cajones para insertos de otras cámaras de ionización (PTW 23343 MARKUS, PTW 31010 0,125 cc). También es posible crear diseños específicos para los aplicadores esféricos del equipo.

No se han observado alteraciones en las propiedades del material debidas a la radiación.

## EXTENSIONES DE PENRED PARA SIMULACIÓN DE TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA Y TRATAMIENTOS DE BRAQUITERAPIA

Oliver Gil, S. (1); Giménez-Alventosa, V. (2); Chillarón, M. (1); Vidal, V. (1); Verdú, C. (1); Ballester, F. (3); Vijande, J. (2)

(1) Universidad Politécnica de València, (2) Universidad de Valencia

## INTRODUCCIÓN

PenRed es un código altamente paralelo, eficiente y adaptable para simulaciones de Monte-Carlo que incorpora la física y funcionalidad de PENELOPE. Éste se distribuye como código abierto y puede descargarse de github (<https://github.com/PenRed/PenRed>).



Aunque es de propósito general, su desarrollo se ha centrado en aplicaciones médicas, añadiendo diferentes capacidades para su uso en este ámbito. Con dicho propósito y gracias a su diseño modular, se han implementado diferentes módulos específicos que permiten simular dispositivos de tomografía computerizada (TC) y tratamientos de braquiterapia de forma automática.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Para la simulación de TC se han implementado dos módulos principales. En primer lugar, una fuente capaz de emitir partículas simulando el movimiento de un TC, y, en segundo lugar, un módulo que recoge los fotones que llegan a un detector virtual especificado por el usuario y genera un sinograma del objeto irradiado.

Por otro lado, aprovechando las capacidades de penRed para procesar imágenes DICOM, se ha implementado una nueva fuente para la simulación de tratamientos de braquiterapia. Ésta obtiene la información de las semillas directamente del RT PLAN del DICOM y muestrea las partículas considerando cada una de las posiciones y su peso temporal. Junto con esta fuente, se ha implementado un módulo que permite obtener la distribución de kerma en una malla cartesiana definida por el usuario. Además, genera las curvas DVH para cada órgano segmentado.

## RESULTADOS

Con las nuevas capacidades implementadas se han obtenido sinogramas para un fantoma tipo Catphan, figura 1 y para pacientes a partir de sus imágenes DICOM. En cuanto a los tratamientos de braquiterapia, se han obtenido distribuciones de dosis para 4 casos no clínicos de referencia

desarrollados por la AAPM/ESTRO/ABG/ABS. Además se han verificado casos clínicos a partir de sus planes DICOM, figura 2, mediante las DVH y curvas de isodosis.

## DISCUSIÓN

Los sinogramas generados han sido reconstruidos mediante diferentes técnicas, verificando la bondad de la simulación. Se han utilizado para verificar que el método algebraico de reconstrucción LSQR obtiene mejor calidad que el analítico FBP al reducir el número de proyecciones. En cuanto a los módulos incorporados para la simulación de tratamientos de braquiterapia, todos los casos muestran una excelente concordancia con los datos de referencia. Los casos clínicos muestran diferencias de dosis globales menores de un 0.2% en el 99.8% de los vóxeles, y diferencias negligibles en los DVH.

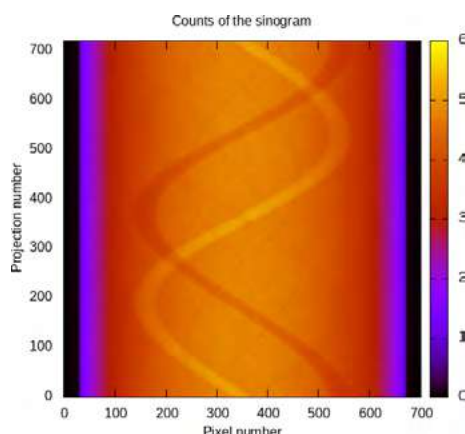


FIGURA 1: Sinogramas obtenidos con penRed para un fantoma tipo Catphan

## CONCLUSIÓN

Los resultados obtenidos muestran la capacidad de penRed para su uso en el ámbito de la física médica así como su fiabilidad. Además, estas capacidades facilitan estos tipos de estudios haciendo gran parte del proceso de forma automática y transparente al usuario.

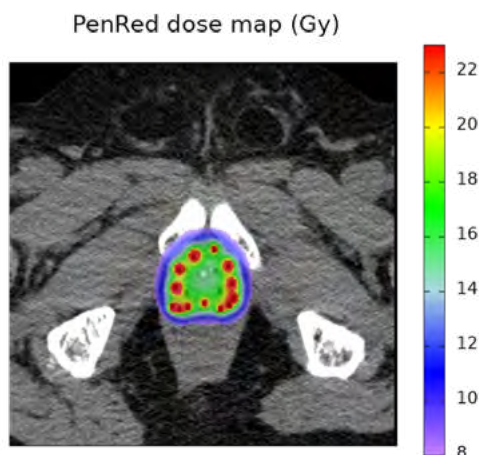


FIGURA 2: Distribución de dosis para tratamiento de braquiterapia de próstata

## DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UNA METODOLOGÍA PARA GENERAR ESPACIOS DE FASES DE HACES CONFORMADOS A LA SALIDA DEL COLIMADOR MULTILÁMINAS DE UN LINAC

Oliver Gil, S. (1); Juste, B. (1); Miró, R. (1); Verdú, G. (1)

(1) Universidad Politécnica de València

### INTRODUCCIÓN

El uso de simulaciones Monte Carlo (MC) en la planificación de tratamientos, ha aumentado considerablemente en las últimas décadas debido a su precisión en el cálculo de la dosis. Sin embargo, debido a la naturaleza estadística del método MC, dichas simulaciones requieren elevados tiempos de computación, así como un conocimiento detallado de la geometría del sistema. Todo ello, dificulta su uso en la práctica clínica, especialmente en el caso de planificaciones de tratamiento de aceleradores lineales (LinAc) con haces conformados mediante el uso de colimador multiláminas (MLC), donde la geometría cambia en cada ángulo de irradiación. Con el propósito de disminuir estos tiempos, este trabajo presenta la implementación de un método de generación computacional de espacios de fases (PSF) para cualquier conformación del haz. Dichos PSFs contienen toda la información de las partículas que llegan a la salida del acelerador.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Para el desarrollo de esta metodología se han llevado a cabo una serie de simulaciones con el código MCNP6.1, para las diferentes posiciones de cada una de las láminas de referencia del MLC, recogiendo la información de las partículas que atraviesan dicha lámina. Con todo ello se han obtenido una serie de distribuciones de probabilidad para las variables del PSF, energía, posición y dirección y se han almacenado en una base de datos. Para la generación de los PSF correspondientes al haz conformado, se ha diseñado un código capaz de leer la configuración del MLC introducida por el usuario y de buscar en los datos almacenados la información necesaria para escribir dicho fichero.

### RESULTADOS

Para su verificación, se han comparado las distribuciones de dosis tanto en cuba de agua como en un fantoma humano mallado de la ICRP145, FIGURA 1, de las simulaciones realizando el transporte a través de todo el acelerador y a partir del PSF generado con la metodología y códigos diseñados en este trabajo. Las validaciones se han realizado para un acelerador LinAc 2100C emitiendo un haz de 6 MeV, para campos cuadrados, en forma de rombo y conformados ajustándose a la forma del objetivo de irradiación.

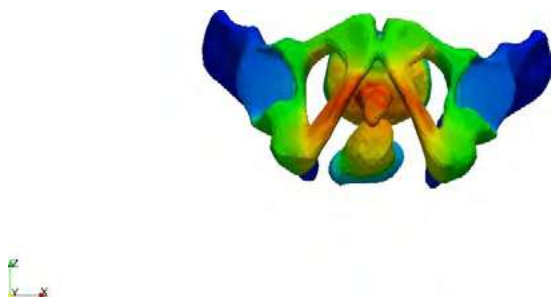


FIGURA 1: Distribución de flujo de fluencia para tratamiento de próstata con tres irradiaciones angulares.

## DISCUSIÓN

En todas las comprobaciones realizadas, el método diseñado ha mostrado obtener resultados estadísticamente compatibles entre ambas configuraciones, la simulación a través del LinAc completo y la realizada a partir del PSF generado, FIGURA 2.

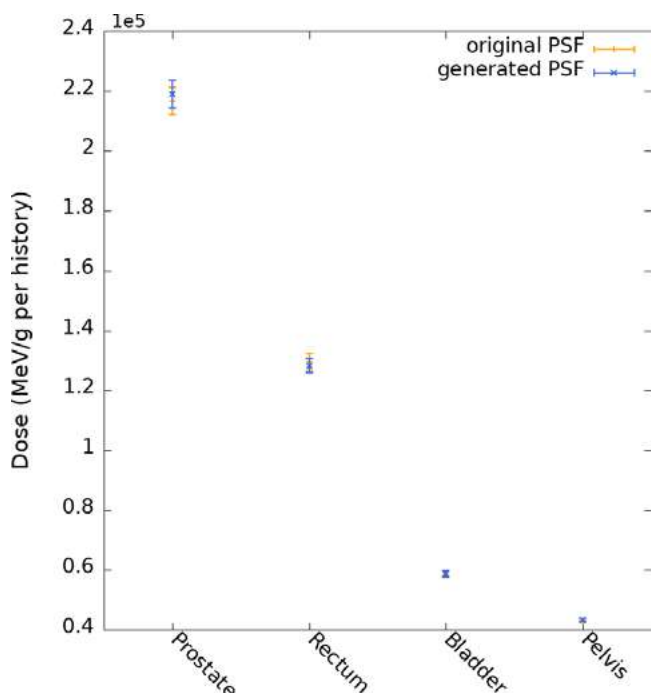


FIGURA 2: Comparación de dosis en los órganos de interés para tratamiento de próstata (fantoma ICRP145) de haz externo, entre configuración de acelerador completo (naranja) y PSF generado computacionalmente (azul).

## CONCLUSIÓN

La metodología y código diseñados permiten generar un PSF a la salida del LinAc conformado según una configuración del MLC, evitando así la necesidad de construir geometrías complejas para cada irradiación angular. Además, se han obtenidos resultados compatibles con aquellos obtenidos para la configuración completa del acelerador.

# CARACTERIZACIÓN DE UN IRRADIADOR DE ANIMALES PEQUEÑOS Y DISEÑO DE UN DISPOSITIVO COLIMADOR

Ayala Lázaro, R. (1); Alarcia Noci, M. (1); Espinosa-Rodríguez, A. (2); Udías Moinelo, J. M. (2); Ibañez García, P. (2)

(1) Hospital General Universitario Gregorio Marañón, (2) Grupo de Física Nuclear, Universidad Complutense de Madrid

PALABRAS CLAVE: IRRADIADOR, ANIMALES PEQUEÑOS, RAYOS X, PELÍCULA RADIOCRÓMICA

## INTRODUCCIÓN

En el marco del proyecto RADHOR (PID2019-110369RB-I00, financiado por el ministerio de ciencia e innovación) para el estudio de la hormesis inducida por radiación, la Unidad de Cirugía y Medicina Experimental del hospital Gregorio Marañón ha adquirido





un irradiador de animales pequeños, expresamente construido por la empresa SEDECAL. En este trabajo se estudia la caracterización del equipo y el diseño de un dispositivo colimador para realizar los estudios del proyecto.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El irradiador dispone de un tubo de rayos X que opera en modo de grafía (para mejorar el rendimiento térmico) a un voltaje de 150 kV. Además, dispone de tres posiciones de bandeja con distintas distancias al foco, para indirectamente variar la tasa de dosis y el tamaño de campo. Los parámetros de entrada son la dosis nominal y el número de bandeja.

Para el estudio de linealidad y reproducibilidad se han usado los detectores Radcal AGMS-DM+ y AGMS-D centrados directamente sobre la bandeja.

Para el estudio de la dosis absorbida en irradiación localizada para un animal pequeño, se han colocado películas EBT3 en un sándwich de bolus 0.5 cm de radioterapia externa. Se ha diseñado un blindaje consistente en una plancha de cerrobend de 1.2 cm de grosor con un agujero de 1 cm de diámetro. La plancha se sostiene con dos patas de cerrobend que además hacen de blindaje lateral (FIGURA 1).

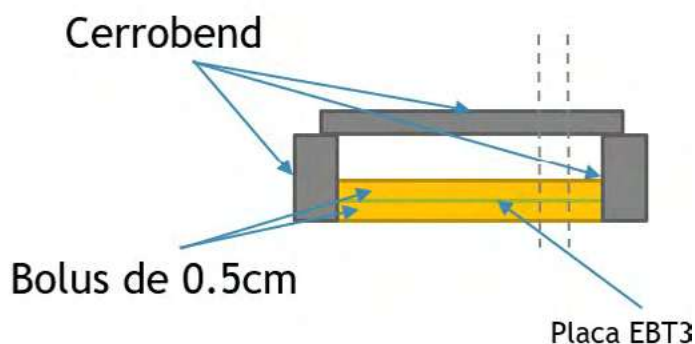


FIGURA 1 Diseño exterior del colimador y esquema de la sección transversal.

La dosis absorbida en una irradiación a cuerpo entero se ha caracterizado con el dispositivo anterior, pero quitando la tapa de cerrobend.

La calibración y el análisis de las películas se ha realizado con el método multicanal de Micke et al.(1)

## RESULTADOS

El equipo muestra altos valores de linealidad ( $R^2 > 0.999$ ) y repetibilidad ( $CV < 0.1\%$ ). En cuanto al factor de calibración, las medidas con AGMS-DM+ muestran una gran variabilidad para cada una de las bandejas no siendo así para el AGMS-D.

Las medidas con película EBT3 muestran la necesidad de corregir la dosis nominal por un factor 0.76 para obtener la dosis absorbida en las condiciones anteriores. En el caso de irradiación total el factor necesario es 1.1. Las dosis absorbidas medidas debajo de la tapa de cerrobend son menores del 1% de la dosis nominal (FIGURA 2).

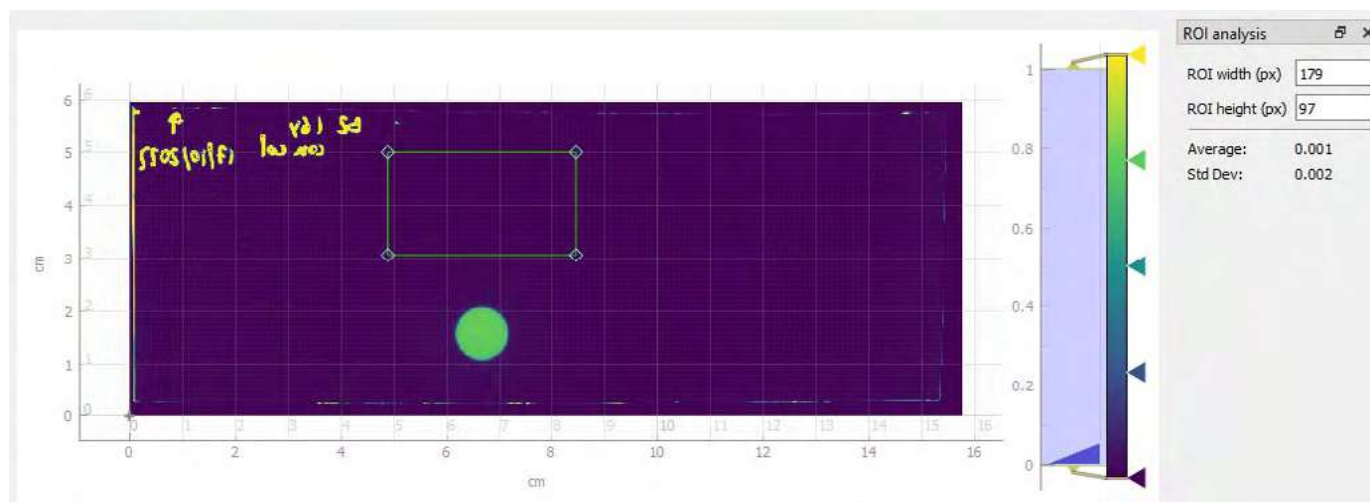


FIGURA 2 Análisis EBT3, bandeja 2, 1 Gy nominal (en Gy).

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El uso del tubo en modo de grafía presenta un desafío adicional en la dosimetría del equipo, las diferencias en las medidas del factor de calibración entre los dos dispositivos Radcal son atribuibles a la alta tasa de dosis que ofrece. El detector AGMS-DM+ opera con tasas de dosis de hasta 200 mGy/s mientras que el AGMS-D amplía este límite hasta 350 mGy/s. Es necesario elegir con especial cuidado el equipo de medida para que no sature durante la caracterización.

Finalmente, los resultados muestran que el setup elegido cumple las necesidades del proyecto RADHOR para la irradiación localizada y total de animales pequeños.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MICKE A, LEWIS DF, YU X. MULTICHANNEL FILM DOSIMETRY WITH NONUNIFORMITY CORRECTION: MULTICHANNEL FILM DOSIMETRY WITH NONUNIFORMITY CORRECTION. MED PHYS

# COMPARACIÓN DE LOS ALGORITMOS AAA Y AXB CON EL SISTEMA DE VERIFICACIÓN MOBIUS3D.

Mosquera-Pena Sánchez, F. (1); Dorado Dorado, R. (1); Fernandez Gonzalez, A. (1); Vazquez Rodriguez, J. S. (1); Teijeiro García, A. (1); Andrade Álvarez, B. (1); Lopez Medina, A. (1); Salgado Fernandez, M. (1)  
(1) Hospital Meixoeiro

PALABRAS CLAVE: AAA, AXB, MOBIUS3D, PDD, HETEROGÉNEIDADES

## INTRODUCCIÓN

Se ha realizado un estudio de los PDDs de los algoritmos de AAA 15.6, AXB 15.6 y Mobius3D con el objetivo de realizar una comparación de como calculan y depositan la dosis dichos algoritmos en diferentes tejidos y energías.

## MATERIAL Y MÉTODOS

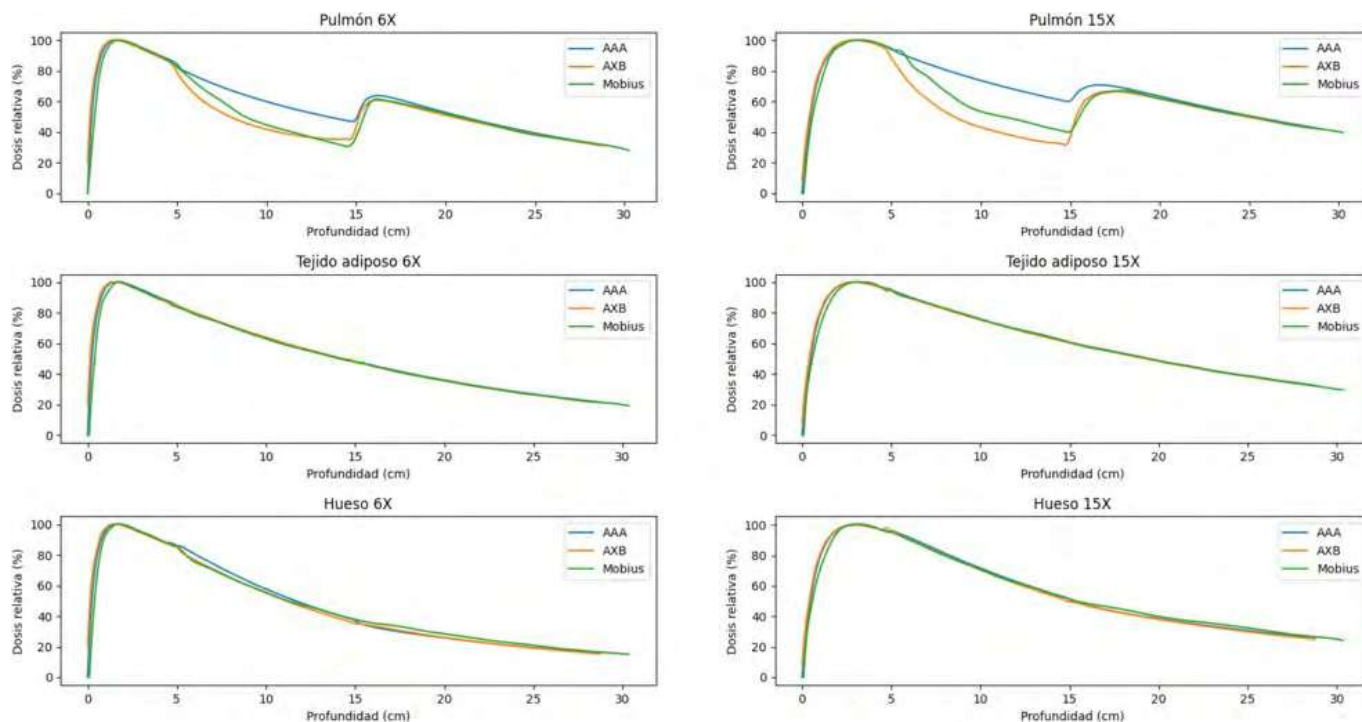
Para la comparación se ha creado un fantoma con un hueco de dimensiones 25x25 cm que se ha forzado a diferentes materiales entre los que se encuentran, pulmón, hueso y tejido adiposo. Empleando Eclipse 15.6 se ha calculado un plan consistente en un campo 2.8cm x 13cm [1] con 100UM sobre este maniquí para un acelerador lineal Varian Clinac IX. Las energías empleadas han sido 6 y 15MV. El cálculo se ha realizado con los algoritmos AAA 15.6 y AXB 15.6. Una vez calculado se ha exportado a Mobius3D.

Los PDDs para los algoritmos de AAA y AXB se han obtenido directamente del planificador realizando un perfil para cada uno de los planes y energías. Para realizar la comparación con la herramienta de segundo cálculo de Mobius3D se han recopilado los puntos calculados. Posteriormente se ha utilizado un programa de Python para graficar esos puntos y construir los PDDs. Finalmente se ha aplicado una función de suavizado para todos los PDDs obtenidos.



## RESULTADOS

A continuación, se muestran los resultados obtenidos de los PDDs para los diferentes materiales (pulmón=0.035 g/cm<sup>3</sup>, hueso=1.798 g/cm<sup>3</sup>, tejido adiposo=0.920 g/cm<sup>3</sup>) y energías (6 y 15MV):



## DISCUSIÓN

Se puede observar cómo en pulmón existe una diferencia notable entre al algoritmo AAA por un lado y los algoritmos AXB y Mobius3D por otro, en donde AAA calcula una dosis más elevada en dicho tejido. Este efecto se agrava para la energía de 15MV donde la diferencia es todavía mayor.

Por otro lado, en tejido adiposo el comportamiento es muy similar para los tres algoritmos, estimando la dosis sin discrepancias significativas.

Finalmente, en hueso podemos ver que para la energía de 6MV es AXB quien calcula ligeramente una dosis superior al atravesar el material, esta diferencia se hace todavía más pequeña si lo miramos en 15MV.

## CONCLUSIONES

Hemos visto que el cálculo del software de verificación de segundo cálculo Mobius3D en heterogeneidades se aproxima más al cálculo de algoritmos de dosis en medio como AXB que a modelos que calculan dosis absorbida en agua como AAA.

Como hemos visto en artículos como [1] en donde se compara AXB con Montecarlo podemos asumir que AXB es el Gold Standart y por tanto que Mobius3D se acerca mucho más que AAA en heterogeneidades.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup>1- FOGLIATA, ANTONELLA & NICOLINI, GIORGIA & CLIVIO, ALESSANDRO & VANETTI, EUGENIO & COZZI, LUCA. (2011). DOSIMETRIC EVALUATION OF ACUROS XB ADVANCED DOSE CALCULATION ALGORITHM IN HETEROGENEOUS MEDIA. RADIATION ONCOLOGY (LONDON, ENGLAND). 6. 82. 10.1186/1748-717X-6-82.
- <sup>2</sup>2- HARDCASTLE, N., OBORN, B. M., & HAWORTH, A. (2016). ON THE USE OF A CONVOLUTION-SUPERPOSITION ALGORITHM FOR PLAN CHECKING IN LUNG STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, 17(5), 99–110. [HTTPS://DOI.ORG/10.1120/JACMP.V17I5.6186](https://doi.org/10.1120/JACMP.V17I5.6186)



## ESTUDIO DE LA ACTIVACIÓN DEL BLINDAJE DE LOS CENTROS DE PROTONES CON SINCROTRONES COMPACTOS

García, G. (1); Navarro, D. (1); Gallego, E. (1)

(1) Universidad Politécnica de Madrid

PALABRAS CLAVE: PROTONTERAPIA, BLINDAJE, ACTIVACIÓN, MONTE CARLO

### PROPÓSITO

Los elementos mecánicos del haz y boquilla tienen una influencia esencial en la generación de neutrones secundarios en los centros de terapia de protones, principalmente aceleradores y elementos de la línea que producen cambios en la dirección, energía o intensidad del haz de protones. El objetivo de este trabajo fue estudiar la activación de recintos en centros de terapia de protones con sincrotrones compactos.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado un análisis comparativo de activación neutrónica con diferentes tipos de hormigón que pueden ser utilizados como blindaje para instalaciones de terapia de protones: hormigón convencional, hormigón de alta densidad (con magnetita), hormigón de alto hidrógeno (con colemanita) y hormigones de baja activación. Se han utilizado los códigos MCNP6 y PHITS y, considerando la energía de los neutrones de hasta 230 MeV, se ha realizado un estudio de sensibilidad con diferentes librerías nucleares, ENDF/B VII.1, JENDL-4.0, JEFF-3.3 y TENDL2017/19. Tras el estudio basado en cálculos, se consideraron varios escenarios en los centros equipados con aceleradores del tipo sincrotrón compacto.

### RESULTADOS

Desde el punto de vista de la activación, los hormigones más recomendables son aquellos con un menor contenido de impurezas que pueden activarse y generar residuos. La cantidad de material activado es relevante, pero también es muy importante estimar el tipo de activación y los isótopos presentes. Existe una relación directa entre la cantidad de hormigón activado y la fracción de impurezas, y como ejemplo se ha obtenido una estimación del volumen de hormigón activado, en base a la composición estándar del hormigón Portland, en función del contenido en europio.

## ESTUDIOS DE LA ACTIVACIÓN DEL AIRE EN CENTROS DE PROTONTERAPIA SIMILARES AL PREVISTO EN SANTANDER

García, G. (1); Ratero Talavera, C. (1); García Herranz, N. (1)

(1) Universidad Politécnica de Madrid

### PROPÓSITO

En los centros de terapia de protones, como en la mayoría de las instalaciones con aceleradores de protones, la activación de neutrones no es la única forma de producir radionucleidos en el aire, los protones en el haz también pueden generar nucleidos radiactivos cuando interactúan directamente con los átomos en el aire. El objetivo de este trabajo fue estudiar la activación del aire para evaluar la dosis derivada de la exposición a radionúclidos, así como proponer medidas mitigadoras vinculadas a la ventilación para reducir esta exposición. El trabajo se centra en un tipo de centro de protonterapia similar al previsto para la provincia de Santander.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para calcular la dosis efectiva por inhalación, y poder evaluar el efecto de la activación del aire en los centros de protonterapia, será necesario conocer la actividad de saturación de los radionucleidos generados durante la irradiación. Se han utilizado códigos MCNP6 y PHITS. Tras el estudio basado en cálculos, se consideraron varios escenarios en el centro de protonterapia.

### RESULTADOS

Por un lado, el Ar41 es la principal fuente de radiación inhalatoria en los centros de terapia de protones, por varias razones. En primer lugar, por su elevada sección transversal de captura de neutrones y en segundo lugar, por su elevado coeficiente de dosis,  $e_{50}$ , que es entre uno y tres órdenes de magnitud superior al resto de isótopos producidos. Por tanto, eliminar el argón del aire de la instalación eliminaría prácticamente la dosis de inhalación. Por otro lado, la ventilación reduce la carga de inhalación de manera muy efectiva y relativamente económica.



## ÁREA TEMÁTICA: NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)

### SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO PARA IORT CON IMÁGENES 3D OBTENIDAS CON SMARTPHONE O TABLET EN QUIRÓFANO

Lozares Cordero, S. (1); Bermejo Barbanoj, C. (2); González, D. (2); Badías, A. (3); González Pérez, V. (4); Gandía Martínez, A. (1); Font Gómez, J. A. (1)

(1) Hospital Universitario Miguel Servet, (2) Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) Universidad de Zaragoza, (3) E.T.S. de Ingenieros Industriales-Universidad Politécnica de Madrid, (4) Fundación IVO

PALABRAS CLAVE: IORT, TPS, FOTOGRAMETRÍA

#### INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es desarrollar un sistema de planificación (TPS) para radioterapia intraoperatoria (IORT) con fotones de baja energía, basado en TG-43, con imágenes 3D reconstruidas con técnicas de fotogrametría a partir de secuencias de vídeo del lecho tumoral a tratar y obtenidas en tiempo real dentro de quirófano.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema ha sido testado en 15 pacientes (9 hombres y 6 mujeres) de entre 17 y 77 años (edad media, 57 años) con sarcomas de tejido blando en diferentes localizaciones (principalmente retroperitoneales) y tratados entre mayo de 2019 y septiembre de 2022. La dosis prescrita fue de 20 Gy en la superficie del aplicador esférico en todos los casos.

Durante la cirugía, después de la extirpación del tumor y antes del tratamiento con IORT, se adquiere un vídeo del área de tratamiento del paciente con el dispositivo. A partir de las imágenes se genera una malla densa tridimensional mediante técnicas de fotogrametría. Una vez obtenida la malla, se genera un modelo tridimensional cerrado. Posteriormente, se aplica una operación de extrusión para convertir la superficie en un sólido continuo y se verifica su integridad.

Tras la reconstrucción de la imagen, la zona de prescripción es identificada por el especialista en oncología radioterápica y el especialista en cirugía y el aplicador se coloca virtualmente en el TPS en contacto con dicha zona. Entonces, se calculan los tiempos de parada para conseguir la dosis absorbida prescrita en la superficie del aplicador. Se valoran las curvas de isodosis en el modelo reconstruido y se estudian posibles cambios en la colocación o en la prescripción.

#### RESULTADOS

La duración de todo el proceso (en promedio) es menor de 9 minutos ( $522.6 \pm 45.7$  s) (FIGURA 1).

La interfaz de usuario permite cambiar la posición del aplicador, así como los tiempos de parada del mismo, la dosis de prescripción y los niveles de isodosis a visualizar (FIGURA 2).

Todos los modelos reconstruidos se imprimieron posteriormente en 3D para realizar una verificación dosimétrica con película radiocrómica de las dosis absorbidas como parte del comisionado del TPS. Los valores obtenidos muestran diferencias <1% en la zona de prescripción y <3% en los órganos de riesgo (2.5-3 cm del aplicador).

#### DISCUSIÓN

La no existencia de TC intraoperatorio en nuestro centro hace de esta herramienta la única posible para obtener imágenes 3D en tiempo real de una manera sencilla, y además poder planificar el tratamiento con ellas. La herramienta se puede implementar en un dispositivo móvil, haciéndola disponible a multitud de centros sin TC intraoperatorio.

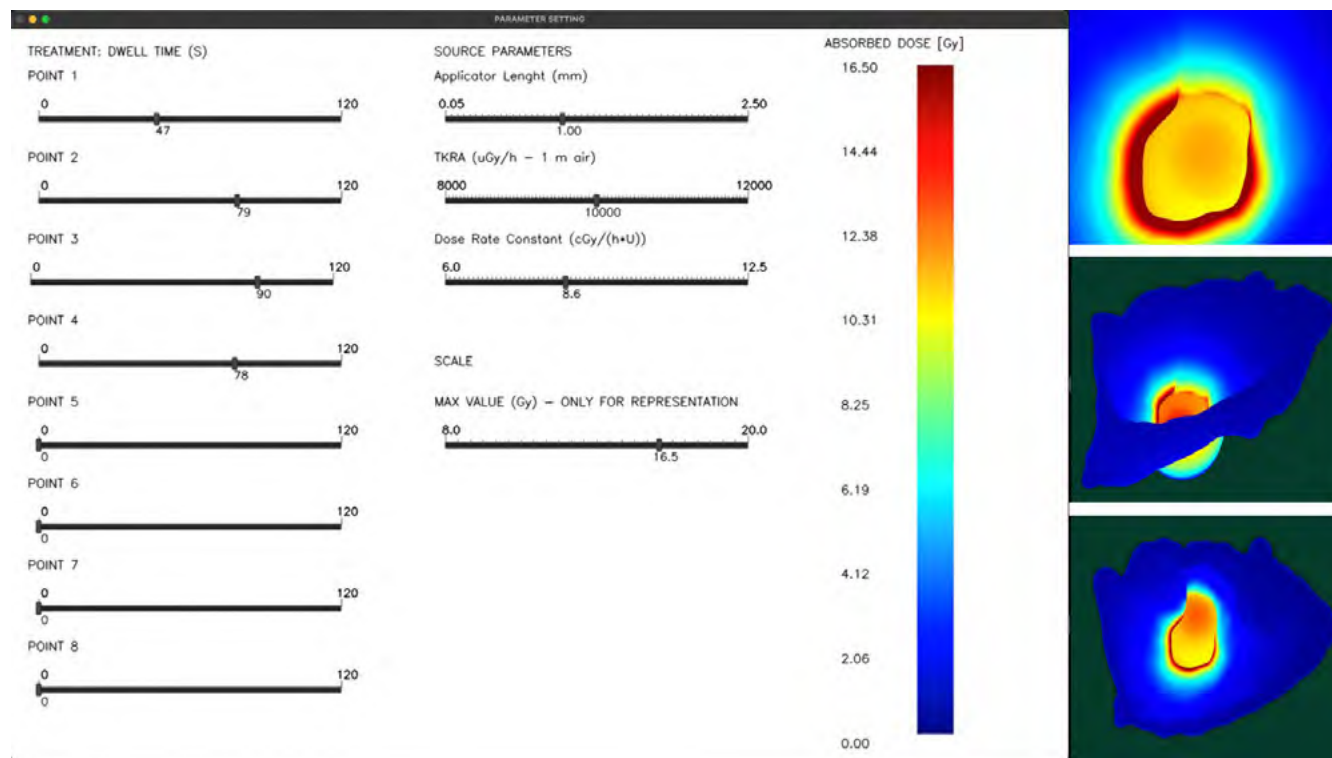
#### CONCLUSIONES

Se ha desarrollado el primer TPS basado en fotogrametría para obtener modelos fiables de la morfología del paciente a partir de imágenes tomadas con un smartphone o tablet durante procedimientos quirúrgicos en tiempo real. Se han conseguido planificar los tratamientos de los pacientes en quirófano con las imágenes 3D reconstruidas y calcular dosis absorbida en el lecho quirúrgico.

FIGURA 1: Tiempos de procedimiento completo (DE: desviación estándar).

| Pacientes   | Tiempo procedimiento completo (s) |                         |                     |                     |
|-------------|-----------------------------------|-------------------------|---------------------|---------------------|
|             | Captura de vídeo                  | Generación de modelo 3D | Planificación       | Total               |
| 1           | 32                                | 228                     | 280                 | 540                 |
| 2           | 29                                | 220                     | 290                 | 539                 |
| 3           | 30                                | 221                     | 340                 | 591                 |
| 4           | 29                                | 225                     | 230                 | 484                 |
| 5           | 31                                | 229                     | 240                 | 500                 |
| 6           | 30                                | 216                     | 312                 | 558                 |
| 7           | 31                                | 237                     | 303                 | 571                 |
| 8           | 31                                | 239                     | 289                 | 559                 |
| 9           | 32                                | 234                     | 225                 | 491                 |
| 10          | 30                                | 230                     | 211                 | 471                 |
| 11          | 28                                | 227                     | 215                 | 470                 |
| 12          | 31                                | 232                     | 225                 | 488                 |
| 13          | 31                                | 231                     | 228                 | 490                 |
| 14          | 32                                | 235                     | 235                 | 502                 |
| 15          | 35                                | 240                     | 280                 | 555                 |
| Promedio+DE | <b>30,8 ± 1,7</b>                 | <b>229,6 ± 7,0</b>      | <b>260,2 ± 40,8</b> | <b>520,6 ± 39,9</b> |

FIGURA 2: Interfaz de la versión 1.0 del TPS







## DESIGN OF AN X-RAY IRRADIATOR WITH FLASH DOSE-RATE CAPABILITIES FOR PRECLINICAL RESEARCH

Ibáñez García, P. (1); Espinosa-Rodríguez, A. (1); Villa-Abaunza, A. (1); Díaz, N. (1); Sánchez-Parcerisa, D. (1); Udías Moinelo, J. M. (1)  
(1) Grupo de Física Nuclear & IPARCOS, Facultad CC. Físicas, Universidad Complutense de Madrid

PALABRAS CLAVE: IRRADIADOR, RAYOS X, FLASH, INVESTIGACIÓN PRECLÍNICA

### INTRODUCTION

The practice of radiation oncology has undergone a substantial improvement in all the stages of the radiotherapy process. However, the progress in our understanding of radiobiological processes has fallen behind. Take for instance FLASH therapy, whose underlying biological mechanisms still remain unknown [1]. An improvement of the accuracy, availability, and reproducibility of radiobiology experiments at both conventional and FLASH conditions, would greatly help to fill this gap. X-ray irradiators for preclinical research are becoming increasingly popular in cancer research and specially in radiobiology experiments, representing an alternative to traditional gamma irradiators with several advantages, such as their relative low cost, ease of use, smaller certification/authorization burden, and good control of dose rate [2]. Therefore, a FLASH capable X-ray irradiator would be of interest [3,4].

### MATERIALS AND METHODS

In this work, we propose a new concept of small animal X-ray irradiator based on a conventional imaging X-ray tube for preclinical research [5]. We assessed its feasibility to deliver FLASH dose rates. Our design puts the imaging X-ray tube into a shielded cabinet, which makes the system affordable and suitable to use without disruption in existing laboratories and with minimum regulatory burden. Two conventional 150 kVp X-ray tubes were characterized with Gafchromic films for dose rates and dose uniformity. Monte Carlo simulations were also performed to model the irradiator, and the efficiencies of the tube and dose rates (with and without additional filtration) were calculated and compared with measurements. The feasibility of achieving ultra-high dose rates was determined from the rating charts provided by the manufacturer and measurements.

### RESULTS

The small animal irradiator proposed in this work was able to deliver conventional dose rate irradiation (0.5-1 Gy/min) at 150 kVp at 20 cm distance with minimum amount of filtration. FLASH irradiations (a 10 Gy dose delivered at >40 Gy/s) were also possible at the maximum capabilities of the tubes by placing the samples at the closest distances from the sources.

### CONCLUSION

An irradiator based on a standard imaging X-ray tube with FLASH dose-rates capabilities for preclinical research is feasible. A prototype has already been built by SEDECAL Molecular Imaging (see figure 1), one of the largest manufacturers of X-ray portable imaging systems worldwide.



Figure 1. Prototype of the X-ray irradiator

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MAZAL, A., ET AL. BRIT. J. RADIOL., 2020, 93, (1107), PP. 20190807
- <sup>2</sup> GHITA, M., ET AL. CANCERS, 2019, 11, (2), PP. 170
- <sup>3</sup> CECCHI, D.D ET AL. MED. PHYS. 2021, 48, (11), PP. 7399-7409
- <sup>4</sup> REZAEI, ET AL. PHYS. MED. BIOL., 2021, 66, (9), PP. 095006
- <sup>5</sup> ESPINOSA-RODRÍGUEZ ET AL. RADIAT. PHYS. CHEM., 2023, 206, PP. 110760

## COMPARACIÓN DE IMÁGENES DE FASE RECONSTRUIDAS A PARTIR DE TÉCNICAS CON Y SIN SPECKLE USANDO UN TUBO DE RAYOS-X MICROFOCO

Rosich Velarde, D. (1); Chevalier del Río, M. (1); Alieva Krashennnikova, T. (2); Belarra Rodríguez, A. (1)

(1) Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid, (2) Facultad de Ciencias Físicas. Universidad Complutense de Madrid

PALABRAS CLAVE: IMAGEN DE CONTRASTE DE FASE, RAYOS-X, SPECKLE DE RAYOS-X, ECUACIÓN DE TRANSPORTE DE INTENSIDAD

#### INTRODUCCIÓN

En los últimos años la modalidad de contraste de fase basada en speckle de rayos-X (CFS) ha despertado un gran interés. Esta modalidad reconstruye la fase mediante el estudio de las distorsiones que produce una muestra en un patrón de intensidad aleatorio o speckle generado mediante un difusor. Existen muchas maneras de realizar dicha reconstrucción, pero recientemente se ha desarrollado un método basado en la ecuación de transporte de intensidad (TIE). En este trabajo se comparan las imágenes reconstruidas mediante este método (TIE-CFS) [1] y otro, también basado en TIE, en el que no se necesita generar un speckle de referencia y basta con tomar una única imagen del objeto [2].

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas se han llevado a cabo en un sistema de formación de imagen de rayos-X convencional formado por una fuente de microfoco ( $E=28$  keV) y una cámara CMOS acoplada a un centelleador (fig. 1). La técnica de speckle se implementó mediante papel abrasivo de grado P1000 colocado entre la fuente y el objeto, el cual está compuesto por diferentes materiales: un palillo de madera y dos fibras de nylon de diferente grosor. Se obtuvieron dos imágenes en el caso del método TIE-CFS y una

de la muestra sin el difusor para el otro procedimiento (TIE). Ambas fueron procesadas con los algoritmos descritos en [1] y [2] implementados en Python.

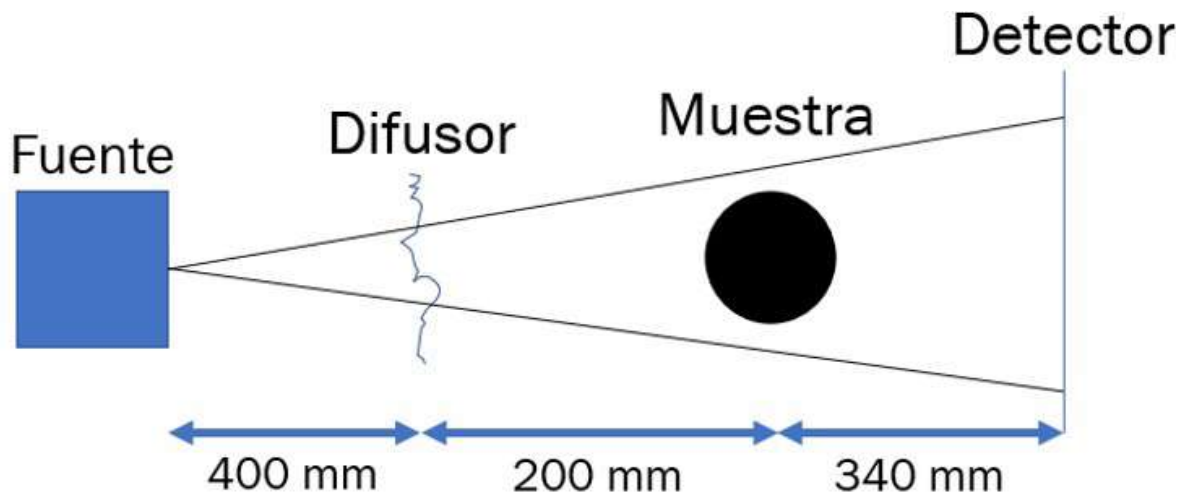


Figura 1. Esquema del dispositivo experimental empleado durante los experimentos.

## RESULTADOS

En la figura 2 se muestran las imágenes de fase obtenidas con TIE y con TIE-CFS. Los dos métodos proporcionan reconstrucciones de la fase altamente similares. Esto se puede apreciar más claramente en los perfiles tomados en la fibra de nylon que se muestran en la gráfica (fig. 2) que exhiben un comportamiento casi coincidente.

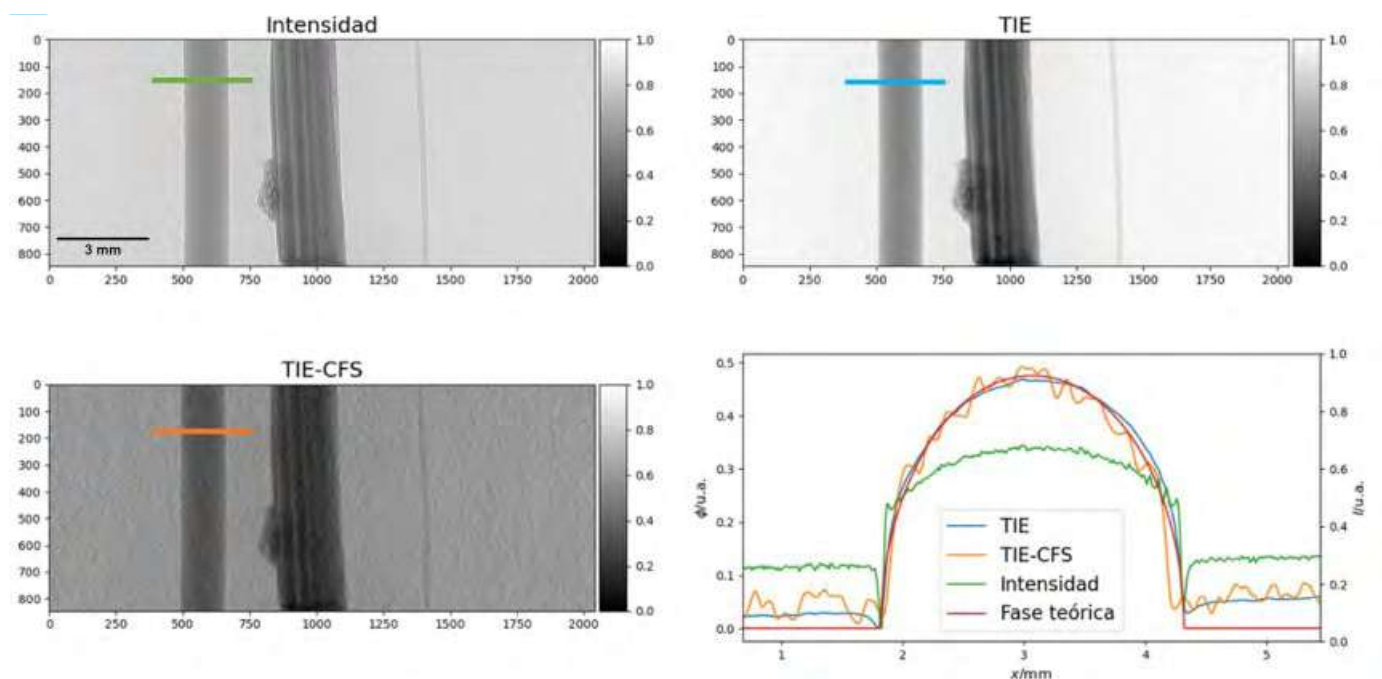


Figura 2. Imagen de rayos-X convencional (intensidad) e imágenes de fase obtenidas mediante los métodos de reconstrucción: TIE y TIE combinado con speckle (TIE-CFS). En la gráfica se muestran perfiles de la fibra de nylon gruesa tomados por la línea sólida que aparece en las imágenes.

## DISCUSIÓN

En los perfiles asociados a las reconstrucciones de TIE y TIE-CFS se observa que desaparece el realce de bordes presente en la imagen de intensidad. Ambos perfiles están en buen acuerdo con el obtenido teóricamente para un objeto con la misma geometría que la fibra. Sin embargo, en el caso de la reconstrucción de las imágenes con TIE-CFS se aprecia un ruido de alta frecuencia



que probablemente pueda ser atribuido a la presencia del speckle en las imágenes. Este ruido no afecta a la distribución de fase, que se mantiene similar a la del TIE (fig. 2), pero podría dificultar una reconstrucción cuantitativa de la fase o incluso ocultar los detalles más pequeños de la imagen que podrían ser de interés según la aplicación de estos métodos.

## CONCLUSIONES

Con los dos métodos descritos se consigue reconstruir la fase de forma rápida. Además, a diferencia de otras modalidades de contraste de fase, las dosis se reducen al ser necesarias solo dos adquisiciones. No obstante, al incluir el speckle en el modelo para la reconstrucción el resultado que se obtiene presenta una peor calidad, lo que implica que utilizar TIE-CFS no parece adecuado cuando se quiere acceder a la información acerca de la fase de una muestra determinada.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> D. M. PAGANIN, H. LABRIET, E. BRUN, AND S. BERUJON, PHYSICAL REVIEW A 98, 053813 (2018).  
<sup>2</sup> D. M. PAGANIN, S. C. MAYO, T. E. GUREYEV, P. R. MILLER, AND S. W. WILKINS, JOURNAL OF MICROSCOPY 206, 33 (2002).

---

# ESTADO DE REFERENCIA DE UNA UNIDAD DE IRRADIACIÓN ANIMAL CON FINES DE IRRADIACIÓN RADIOBIOLÓGICA

Fayos-Solá Capilla, R. (1); Delgado Rodríguez, J. M. (1); Díaz Pascual, V. (1); Pedrero de Aristizábal, D. (1); Aguilar Redondo, P. B. (1); Cabello García, J. P. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Ramón García, C. (1); Antolín San Martín, E. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: ESTADO DE REFERENCIA, IRRADIACIÓN ANIMAL, CULTIVOS CELULARES, PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

## INTRODUCCIÓN

El Centro de Investigación Médica Aplicada (CIMA) de la CUN dispone de un equipo de rayos X SARRP de xStrahl para la experimentación radiobiológica con animales y cultivos celulares. El equipo requiere del establecimiento de su estado de referencia tanto para el modelado del haz en el sistema de planificación como para la optimización de los procedimientos de irradiación. El propósito de este trabajo es el establecimiento del estado de referencia de la máquina siguiendo el procedimiento del TG-61.

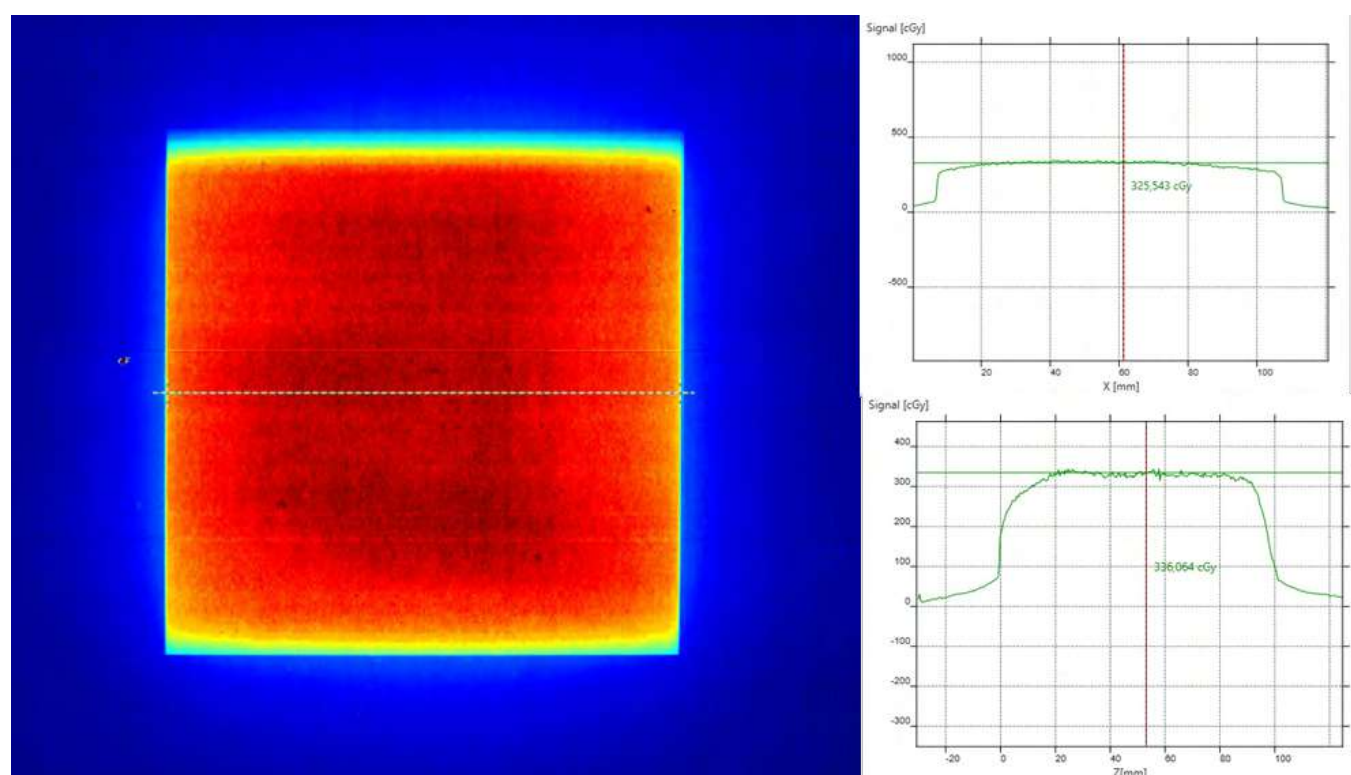
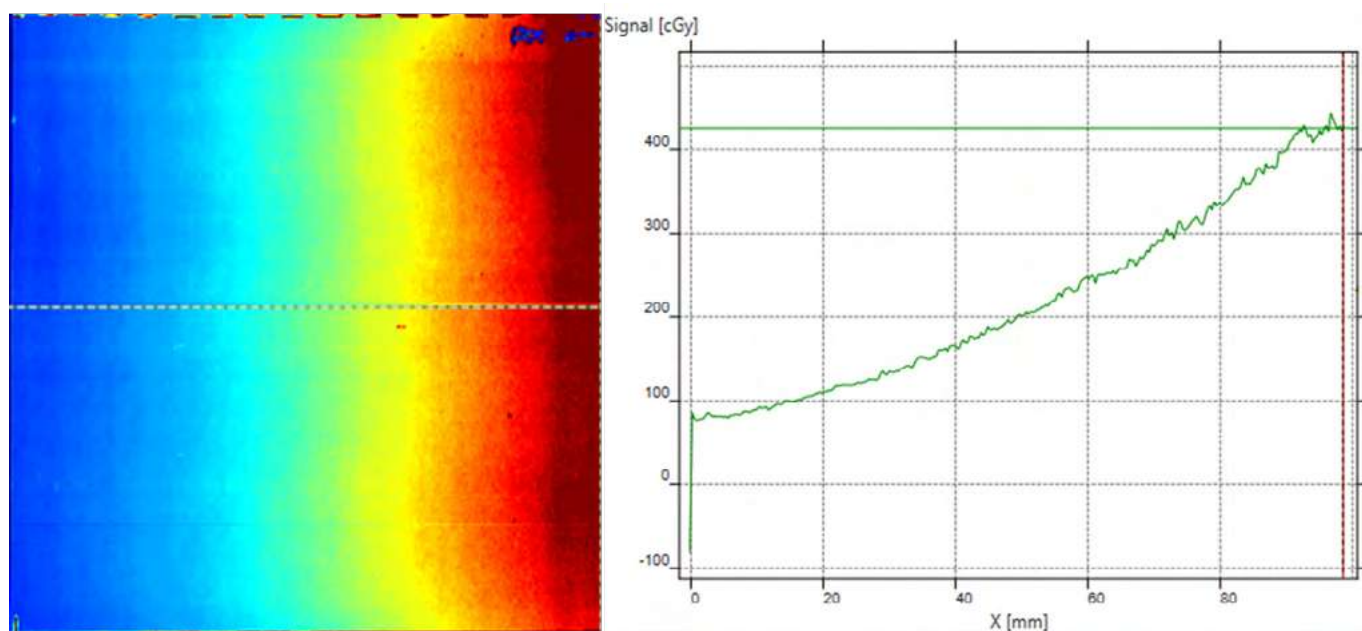
## MATERIAL Y MÉTODOS

El equipo SARRP genera un haz de 220 kV y cuenta con un filtro de cobre para tratamientos y otro de aluminio para imagen. Dispone de un brazo robótico y una mesa 3D que permite la administración de tratamientos rotatorios. Los tamaños de campo quedan determinados por colimadores, de los cuales se han evaluado los tamaños 10x10 cm<sup>2</sup>, 10x10 mm<sup>2</sup>, 3x3 mm<sup>2</sup>, 5x5 mm<sup>2</sup> y uno circular de diámetro 1 mm<sup>2</sup>.

Para las medidas de dosis absoluta se ha utilizado por un lado una cámara de ionización Farmer PTW 30010 de 0.6 cm<sup>3</sup> calibrada en dosis en agua, y por otra, películas radiocrómicas EBT3 de GAFchromic. Las condiciones de referencia para ambos equipos han sido tiempo de irradiación 60 segundos, distancia fuente-superficie (DFS) 33 cm, 2 cm de profundidad y 2 cm de placas RWA de densidad 1045 kg/m<sup>3</sup> por debajo para simular el backscatter. Cabe destacar que para haces de esta calidad es notable la influencia del espesor de maniquí que se utilice para reproducir el backscatter.

Con las películas radiocrómicas es necesario hacer una curva de calibración previa para relacionar el tiempo de irradiación con la dosis. Con este propósito se han irradiado cinco películas durante 7, 26, 33, 65 y 98 segundos, que podemos relacionar con la dosis.

Para medir el PDD irradiamos en película un campo 10x10 cm<sup>2</sup> con gantry a 90°, y con cámara de ionización medimos a cinco profundidades diferentes con gantry a 0°, ambas en condiciones de referencia de SSD y backscatter. Adicionalmente, se evaluaron los cinco tamaños de campo seleccionados además del campo sin colimación con película en condiciones de referencia.



## RESULTADOS

El output que hemos obtenido es de 3,7 Gy/min a 2 cm de profundidad. Todos los PDD medidos con película radiocrómica y cámara concuerdan entre ellos y con la literatura. Los perfiles muestran una asimetría con una degradación en la zona de la penumbra más cercana a la puerta. En cuanto al tamaño de campo estándar se obtiene que es de 10x10 cm<sup>2</sup> y de 14x16 cm<sup>2</sup> el de campo abierto.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se ha comprobado el estado de referencia del equipo SARRP para establecer un plan de irradiación de acuerdo a las características de cada experiencia. Actualmente las irradiaciones se ajustan por tiempo de irradiación, pero con el conjunto de los datos obtenidos



se prevé llevar a cabo el modelado del haz en el sistema de planificación propio del equipo. Los valores obtenidos concuerdan con la literatura con diferencias menores al 3%.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP #61 C.-M. MA, C. W. COFFEY, L. A. DEWERD, C. LIU, R. NATH, S. M. SELTZER, J. P. SEUNTJENS

# CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN PROCEDIMIENTO DE IRRADIACIÓN DE CULTIVOS CELULARES EN UN EQUIPO DE IRRADIACIÓN ANIMAL DEDICADO SARRP

Fayos-Solá Capilla, R. (1); Delgado Rodríguez, J. M. (1); Díaz Pascual, V. (1); Pedrero de Aristizábal, D. (1); Aguilar Redondo, P. B. (1); Cabello García, J. P. (1); Viñals Muñoz, A. (1); Ramón García, C. (1); Antolín San Martín, E. (1); Azcona Armendáriz, J. D. (1)  
(1) Clínica Universidad de Navarra

PALABRAS CLAVE: CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA, IRRADIACIÓN ANIMAL, CULTIVOS CELULARES, PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

## INTRODUCCIÓN

El Centro de Investigación Médica Aplicada (CIMA) de la CUN dispone de un equipo de rayos X SARRP de xStrahl para sus experiencias radiobiológicas con cultivos celulares. El propósito de este trabajo es la evaluación de la uniformidad del campo que se utiliza en estos experimentos, así como de la dosis recibida en cada uno de los conjuntos de cultivos dependiendo de la posición en el campo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El equipo SARRP genera un haz de 220 kV, y cuenta con un brazo robótico y una mesa 3D que permite la administración de tratamientos rotatorios. Las condiciones clínicas la irradiación se va a llevar a cabo durante 60 segundos sin colimador acoplado (campo abierto), distancia al centro del maniquí a 40 cm del foco y gantry a 0°.

Para replicar las condiciones de los experimentos, se ha utilizado un set multiplaca de seis pocillos petri de diámetro 3.6 cm<sup>2</sup> y profundidad 1.8 cm, organizado en dos filas en un soporte de plástico de 8.5x12.5 cm<sup>2</sup>. Este soporte se centra con los láseres y se sitúa en el isocentro del equipo.

Para la evaluación de dosis vamos a reproducir las condiciones de la irradiación de los cultivos, introduciendo en cada pocillo una película radiocrómica EBT3 de GAFchromic previamente calibradas de tamaño 2.5x2.5 cm<sup>2</sup>. Las películas se van a imbuir en 2 ml de agua, volumen equivalente al material biológico que se utiliza en la práctica.





Además de la evaluación dosimétrica individual se ha hecho un análisis de campo abierto con el objetivo de evaluar el tamaño de campo, planitud y simetría. Para ello se ha irradiado una película radiocrómica en condiciones de referencia: 60 segundos, distancia fuente-superficie (DFS) 33 cm, 2 cm de profundidad y 2 cm de placas RWA por debajo.

## RESULTADOS

Las dimensiones del campo abierto en condiciones de referencia son de 142x164 cm<sup>2</sup>, donde el eje más largo es el x (right- left) y el más corto el y (gantry-door). La simetría, definida como  $D_x/D_{-x}$  es de 1.046 en el eje x y de 1.128 en el y. La planitud,  $(D_{max}-D_{min})/(D_{max}+D_{min}) \times 100$ , es de 114 % en el eje x y de 121 % en el eje y. En cuanto a los datos de los pocillos, se

han encontrado desviaciones de hasta un 5% en algunos de ellos respecto de su media.





## DISCUSIÓN/CONCLUSIONES

Se han observado discrepancias entre las dosis de los pocillos, siendo los más dispares los de la línea más cercana a la fuente, efecto relacionado con la falta de planitud en ambos ejes. Si bien es cierto que la zona central del tamaño de la multiplaca la planitud mejora, se debería considerar este resultado a la hora del tratamiento de las muestras irradiadas. Además, hay que tener en cuenta que esta medida se hizo en condiciones de referencia y no en las condiciones clínicas. Por todo ello se recomienda llevar especial cuidado en el manejo de las dosis asignadas en cada posición del set.

## DETECCIÓN PREVENTIVA DE POSIBLES AVERÍAS DE UN ACELERADOR MEDIANTE UN DETECTOR DE ALTA RESOLUCIÓN TEMPORAL

Ferrer Gracia, C. (1); Correa Cárdenas, M. (2); Feijoo, M. (3); Huertas Martínez, C. (1); García Riñón, D. (1); Martínez Sánchez, M. (1); Yang, G. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz, (2) Elekta, (3) Blue Physics

PALABRAS CLAVE: CENTELLEO, PREVENCIÓN FALLOS, MODULADOR

## INTRODUCCIÓN

La AAPM publicó en 2016 su informe del grupo TG-100 acerca de la aplicación de los métodos de análisis de riesgos a la gestión de la calidad en radioterapia, en el que seleccionó tres herramientas de evaluación y mitigación de riesgos ya utilizados en ingeniería industrial: el mapeo de procesos, el análisis de los modos de fallo y efectos (FMEA), y el análisis del árbol de fallos (FTA), debido a su amplia aceptación en la industria. De manera relativamente casual, en este trabajo se presenta la detección preventiva de un sobredisparo del magnetrón de un acelerador a partir de las medidas realizadas con un detector de alta resolución temporal.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizaron medidas en agua con un detector de centelleo BluePhysics modelo 10 y el maniquí de agua BEAMSCAN MR de PTW en un acelerador Elekta Unity de energía 7 FFF. El detector opera con diferentes capacidades y tiempos de integración. Concretamente las medidas se realizaron con capacitancia de 10  $\mu$ F y 700  $\mu$ s, así el detector es capaz de medir y graficar la señal emitida incluso entre pulsos de radiación. En un acelerador lineal el modulador de radiofrecuencia alimenta el magnetrón con pulsos de 47 KV y 120 A.

Estas medidas tenían otro propósito diferente de la detección de posibles fallos, sin embargo, al ser el detector capaz de mostrar en pantalla los pulsos de radiación emitidos independientes, se detectó que el modulador estaba forzando un sobredisparo del magnetrón antes de que el sistema de realimentación regulara a los valores por defecto, al visualizar los primeros pulsos de irradiación más intensos que los observados tras la aceptación del acelerador.

## RESULTADOS

En la figura se muestra la envolvente de los pulsos medidos por el detector antes, durante y tras el ajuste del ingeniero de Elekta. Se aprecia como el comportamiento del acelerador respecto a la intensidad de corriente de entrada del magnetrón vuelve a la situación inicial.

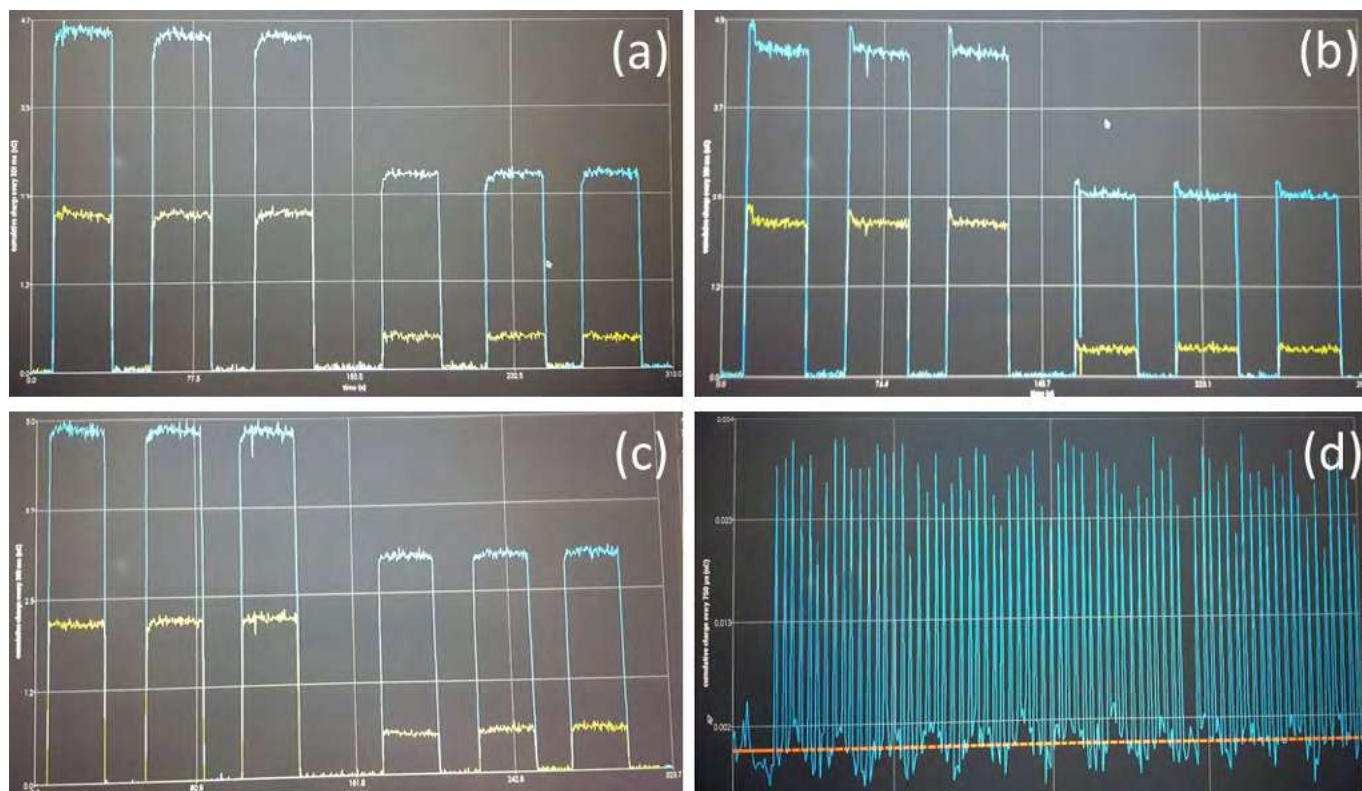


FIGURA 1. Envoltorio de los pulsos en situación inicial (a), detección de sobredisparo (b), tras ajuste (c) y detalle de los pulsos del acelerador (d)

## DISCUSIÓN

El aumento de intensidad de corriente en el magnetrón podría derivar con el tiempo en un acortamiento de la vida útil del mismo o en una posible avería, por ello, es conveniente realizar medidas con un detector con capacidad de representar los pulsos en pantalla y poder actuar antes de que se produzca un fallo del equipo.

## CONCLUSIONES

La capacidad de visualizar los pulsos con el detector de centelleo BluePhysics ha resultado útil para detectar en el proceso de otras mediciones un cambio en el comportamiento del acelerador, y corregir en este caso la calibración del pulso del modulador, previo a una posible avería.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> HUQ MS, FRAASS BA, DUNSCOMBE PB, GIBBONS JP, IBBOTT GS, MUNDT AJ, ET AL. THE REPORT OF TASK GROUP 100 OF THE AAPM: APPLICATION OF RISK ANALYSIS METHODS TO RADIATION THERAPY QUALITY MANAGEMENT. VOL. 43, MEDICAL PHYSICS. 2016. P. 4209–62.
- <sup>2</sup> BEDDAR AS, MACKIE TR, ATTIX FH. WATER-EQUIVALENT PLASTIC SCINTILLATION DETECTORS FOR HIGH-ENERGY BEAM DOSIMETRY: I. PHYSICAL CHARACTERISTICS AND THEORETICAL CONSIDERATIONS. PHYS MED BIOL. 1992;37(10):1883-1900. doi:10.1088/0031-9155/37/10/006





## VARIACIÓN DIMENSIONAL TRAS EXPOSICIÓN A RADIACIÓN IONIZANTE DE DIFERENTES MATERIALES EMPLEADOS EN FABRICACIÓN ADITIVA

Ferrando Sánchez, A. (1); Cabello Murillo, E. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Adaimi Hernández, P. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Gaitán Simón, Á. (1); Botella Faus, P. (1); Arroyo Galán, A. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

PALABRAS CLAVE: IMPRESIÓN 3D, VALIDACIÓN DIMENSIONAL, RESINAS, FILAMENTOS TERMOPLÁSTICOS, RADIOTERAPIA, BRAQUITERAPIA

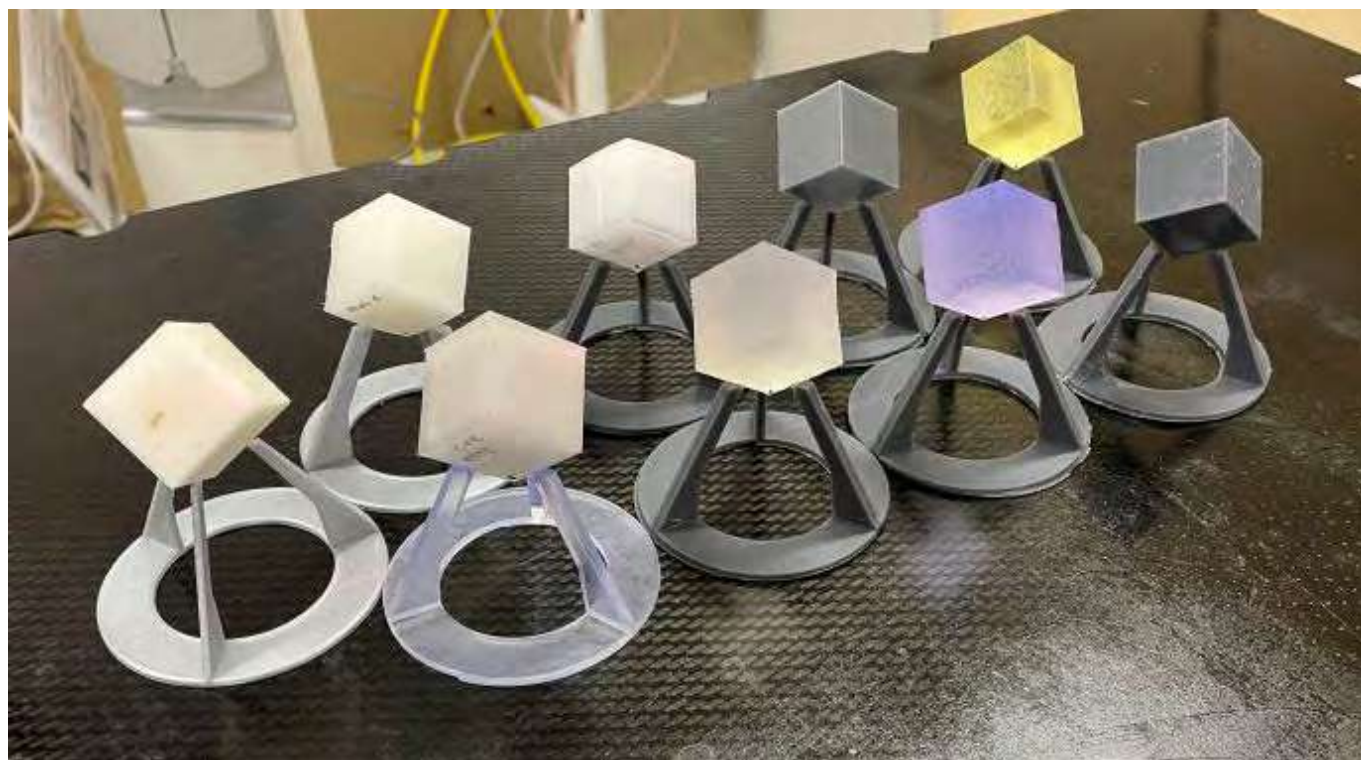
### INTRODUCCIÓN

La fabricación 3D de moldes y aplicadores personalizados para braquiterapia y los bolus a medida para terapia externa requieren validar las propiedades físicas y dosimétricas de los materiales. En este trabajo verificamos la integridad dimensional de una selección usual tras ser sometidos a radiación.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La muestra en estudio se compone de 15 cubos de 3 cm de lado impresos mediante técnicas de impresión 3D en estereolitografía (SLA) y deposición fundida (FDM) con las impresoras Form 3BL (Formlabs) y Mars (Elegoo), y Ultimaker S5 y S3 (Ultimaker) respectivamente. Los termoplásticos empleados han sido: acrilonitrilo butadieno estireno (ABS medical), acrilonitrilo estireno acrilato (ASA), copoliéster (CPE HG100), arenisca con polímero (Laybrick), nylon (Nylon 6/66), ácido poliláctico (PLA), PLA con Cu, policarbonato (PC), polipropileno (PP) y poliuretano (TPU 98A). Las resinas: Biomed Clear, Elastic 50A, IBT, Tough2000 (Formlabs) y Dental Soft Pink (HARZLabs).

Para la verificación de cambios dimensionales se usaron imágenes de tomografía computarizada (TC) obtenidas con un Brilliance Big Bore (Philips), procesadas con las herramientas de segmentación del software Velocity™ (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) y segmentadas por valor umbral de UH en las diferentes regiones de interés. Los cubos se dispusieron oblicuos a los planos de corte TC para minimizar la incertidumbre en la estimación de volúmenes y sobre unos soportes diseñados para facilitar su supresión en la manipulación de estructuras (ver foto). Las exploraciones TC fueron helicoidales con ancho de corte de 0.5mm y reducción de FOV para tener un tamaño de píxel cuadrado de 0.4mm (matriz 512x512).



Se realizaron tres conjuntos de exploraciones TC: una vez impresos, un día después de recibir 200Gy con fotones de 10 MV en un acelerador lineal Edge (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), y dos meses después de la irradiación. Todas las series de imágenes se segmentaron bajo el mismo procedimiento, así como la estimación de los volúmenes.



## RESULTADOS

Se recogen en la tabla.

| MATERIAL (marca)            | Tecnología | Volumen impreso (mm <sup>3</sup> ) | Volumen 1d tras irradiación (mm <sup>3</sup> ) | Volumen 2m tras irradiación (mm <sup>3</sup> ) | Diferencia 1d (%) | Diferencia 2m (%) |
|-----------------------------|------------|------------------------------------|------------------------------------------------|------------------------------------------------|-------------------|-------------------|
| ABS (Smart 3D filaments)    | FDM        | 26472                              | 26450                                          | 26442                                          | -0.1              | +0.1              |
| ASA (Fillamentum)           | FDM        | 26841                              | 26855                                          | 26845                                          | +0.1              | 0.0               |
| Biomed Clear (Formlabs)     | SLA        | 26745                              | 26739                                          | 26745                                          | -0.0              | 0.0               |
| CPE HG100 (Fillamentum)     | FDM        | 27290                              | 27312                                          | 27325                                          | +0.1              | +0.1              |
| Dental Soft Pink (HARZLabs) | SLA        | 26949                              | 26989                                          | 26989                                          | +0.1              | +0.1              |
| Elastic 50A (Formlabs)      | SLA        | 25591                              | 25638                                          | 25620                                          | +0.2              | +0.1              |
| IBT (Formlabs)              | SLA        | 27124                              | 27299                                          | 27197                                          | +0.6              | +0.3              |
| Laybrick (3D Prima)         | FDM        | 26827                              | 26980                                          | 26922                                          | +0.6              | +0.4              |
| Nylon 6/66 (ESUN ePA)       | FDM        | 25460                              | 25501                                          | 25510                                          | +0.2              | +0.2              |
| PLA con cobre (Copper 3D)   | FDM        | 27032                              | 27026                                          | 27038                                          | -0.0              | 0.0               |
| PLA (Fillamentum)           | FDM        | 27167                              | 27188                                          | 27168                                          | +0.1              | 0.0               |
| PC (Polymaker)              | FDM        | 26779                              | 26859                                          | 26839                                          | +0.3              | +0.2              |
| PP (Centaur)                | FDM        | 25416                              | 25440                                          | 25469                                          | +0.1              | +0.2              |
| Tough 2000 (Formlabs)       | SLA        | 26544                              | 26557                                          | 26556                                          | +0.0              | 0.0               |
| TPU 98A (Copper 3D)         | FDM        | 26530                              | 26578                                          | 26532                                          | +0.2              | 0.0               |

La variación máxima encontrada de volúmenes pre- y post- irradiación fue de 0.6%. Traducido a distancias cúbicas supone un aumento de 0.06mm en la longitud de cada lado, casi dos órdenes de magnitud inferior a las tolerancias para las aplicaciones médicas de la impresión 3D, usualmente mm, y uno inferior al tamaño de píxel empleado en la exploración TC. Los distintos materiales no presentan alteración dimensional apreciable a dosis empleadas en radioterapia. No se han valorado otros factores que pueden ser causa de variación dimensional, como son la humedad y temperatura; sin embargo, en el ambiente controlado del hospital no han tenido una influencia apreciable en los resultados.

## CONCLUSIONES

En las condiciones en las que se han manipulado los cubos impresos con tecnologías FDM y SLA para este trabajo, análogas a las de práctica clínica, la variación dimensional tras recibir una dosis muy superior a la de los tratamientos usuales en radioterapia es, al menos, un orden de magnitud inferior a las tolerancias establecidas en la práctica clínica. Los materiales estudiados son aptos para su uso en este campo de la medicina.

# DENSIDAD ELECTRÓNICA Y NÚMERO ATÓMICO EFECTIVO DE MATERIALES DE IMPRESIÓN 3D MEDIANTE TC Y MÉTODO MULTITENSIÓN

Ferrando Sánchez, A. (1); Arroyo Galán, A. (1); Martínez Gómez, L. C. (1); Cabello Murillo, E. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Botella Faus, P. (1); Gaitán Simón, Á. (1); Adami Hernández, P. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Pozo Rodríguez, G. (1)  
 (1) Hospital Universitario. 12 de Octubre

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, IMPRESIÓN 3D, Z EFECTIVO, DENSIDAD ELECTRÓNICA, RESINAS, TERMOPLÁSTICO, UNIDADES HOUNSFIELD

## INTRODUCCIÓN

Este estudio surge de la necesidad de obtener la densidad electrónica y el número atómico efectivo de distintos materiales de impresión 3D para su uso en radioterapia externa y braquiterapia.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La muestra en estudio se compone de 15 cubos de 3 cm de lado impresos en resinas y materiales termoplásticos mediante técnicas de impresión 3D con las impresoras Form 3BL (Formlabs) y Mars (Elegoo), y Ultimaker S5 y S3 (Ultimaker) respectivamente. Los filamentos empleados han sido: ABS medical (Smart 3D filaments), ASA (Fillamentum), CPE HG100 (Fillamentum), Laybrick (3D Prima), Nylon 6/66 (ESUN ePA), PLA (Fillamentum), PLA con Cu (Copper 3D), Policarbonato (Polymaker), Polipropileno (Centaur) y TPU 98A (Copper 3D). Las resinas: Biomed Clear, Elastic 50A, IBT, Tough2000 (Formlabs) y Dental Soft Pink (HARZLabs). Como materiales calibradores para la determinación de parámetros espectrales de los haces del TC se han empleado: NaCl y CaCl<sub>2</sub>.

Se ha impreso un maniquí cilíndrico en ABS de 16cm de diámetro que se rellenó con agua y en el que se diseñaron dos aberturas laterales por las que introducir los materiales bajo estudio y calibradores. Se utilizó el TC modelo Brilliance Big Bore (Philips) de radioterapia siguiendo el protocolo de cabeza y kilovoltajes de 90, 120 y 140 kVp.



Para el análisis de las imágenes se emplearon tanto Velocity™ como Eclipse® (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). Se posicionaron ROIs circulares centrados en cada cubo y para las diferentes tensiones aplicadas con objeto de obtener las

Unidades Hounsfield (UH). Empleando el método de calibración estequiométrica<sup>1,2,3</sup> caracterizamos el TC con los calibradores para después relacionar UH con densidades electrónicas y números atómicos efectivos de los materiales muestra mediante ajuste lineal multivariable. La parametrización empleada ha sido:

$$I_i / \rho^* = \alpha \left( 1 - Z_{ef}^{*3.21} \right) + Z_{ef}^{*3.21}$$

Donde  $I_i$  son las UH;  $\alpha$ , los parámetros espectrales de los haces obtenidos con los calibradores,  $Z_{ef}^*$ , el número atómico efectivo y  $\rho^*$ , la densidad electrónica relativa al agua. Para el NaCl toman los valores  $\rho^* = 1,25$  y  $2,04$ ; mientras que para el CaCl<sub>2</sub> valen  $\rho^* = 0,81$  y  $2,44$ .

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Tras analizar las series de imágenes y realizar los ajustes con los calibradores se obtuvieron unas  $\alpha$  de  $0,9063 \pm 0,0039$ ;  $0,9356 \pm 0,0028$  y  $0,9464 \pm 0,0021$  para las tensiones aplicadas (90 kVp, 120kVp y 140 kVp), con las que resulta una energía efectiva para cada haz del TC de  $63,8 \pm 1,0$ ,  $73,7 \pm 1,0$  y  $79,0 \pm 1,0$  keV respectivamente.

Con ellas el análisis de los ajustes para los materiales, se obtienen los resultados recogidos en la tabla 1.





| Materiales                       | $\rho^*$          | $Z_{ef}^*$        |
|----------------------------------|-------------------|-------------------|
| ABS medical (Smart 3D filaments) | $1,006 \pm 0,001$ | $0,673 \pm 0,016$ |
| ASA (Fillamentum)                | $0,907 \pm 0,001$ | $0,725 \pm 0,012$ |
| Biomed (Formlabs)                | $1,149 \pm 0,001$ | $0,815 \pm 0,011$ |
| CPE HG 100 (Fillamentum)         | $1,169 \pm 0,001$ | $0,844 \pm 0,004$ |
| Dental Soft Pink (HARZLabs)      | $1,079 \pm 0,001$ | $0,825 \pm 0,015$ |
| Elastic 50A (Formlabs)           | $1,073 \pm 0,001$ | $0,802 \pm 0,016$ |
| IBT (Formlabs)                   | $1,114 \pm 0,001$ | $0,807 \pm 0,012$ |
| Laybrick (3D Prima)              | $1,035 \pm 0,002$ | $1,68 \pm 0,03$   |
| Nylon 6/66 (ESUN ePA)            | $0,999 \pm 0,001$ | $0,758 \pm 0,015$ |
| PLA con cobre (Copper 3D)        | $1,166 \pm 0,001$ | $0,971 \pm 0,014$ |
| PLA (Fillamentum)                | $1,030 \pm 0,001$ | $0,900 \pm 0,012$ |
| Policarbonato (Polymaker)        | $1,078 \pm 0,001$ | $0,868 \pm 0,015$ |
| Polipropileno (Centaur)          | $0,813 \pm 0,001$ | $0,561 \pm 0,016$ |
| Tough 2000 (Formlabs)            | $1,165 \pm 0,001$ | $0,977 \pm 0,014$ |
| TPU 98A (Copper 3D)              | $1,078 \pm 0,001$ | $0,868 \pm 0,015$ |

Tabla 1.- Densidades electrónicas relativas y números atómicos efectivos de los materiales muestra.

Tal y como se aprecia en la tabla 1, los materiales estudiados presentan una densidad electrónica y número atómico próximos a los del agua, salvo el Laybrick, por ser un compuesto de arenisca, pudiéndose el resto modelizar y utilizar en los sistemas de planificación y cálculo.

#### CONCLUSIONES

La mayor parte de los materiales analizados en este trabajo son adecuados para su uso en radioterapia externa y braquiterapia. Según la aplicación a la que vayan destinados, habrán de tenerse en cuenta criterios adicionales para su elección como son: flexibilidad, transparencia y certificación para uso clínico (caso de contacto con el paciente).

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> MARTÍNEZ LC ET AL. UN MÉTODO PARA LA CONVERSIÓN DEL NÚMERO HOUNSFIELD EN DENSIDAD ELECTRÓNICA Y PARA LA OBTENCIÓN DE LA ENERGÍA EFECTIVA EN LOS ESCÁNERES CT. REV. FIS MED. 2002; 3(1): 19-25.
- <sup>2</sup> MARTÍNEZ LC ET AL. CÁLCULO DEL NÚMERO DE TC DE UN MATERIAL A PARTIR DE SU DENSIDAD ELECTRÓNICA Y COMPOSICIÓN QUÍMICA. APLICACIÓN EN RADIOTERAPIA. REV FIS MED 2005; 6(3): 236-241.
- <sup>3</sup> MARTÍNEZ LC ET AL. A PARAMETRIZATION OF THE CT NUMBER OF A SUBSTANCE AND ITS USE FOR STOICHIOMETRIC CALIBRATION. PHYS. MEDICA 2012; 28: 33-42.



## ESTABLECIMIENTO DE UN PROGRAMA PRELIMINAR DE INVESTIGACIÓN PARA EL FUTURO CENTRO DE PROTONTERAPIA DE VALENCIA

Lliso Valverde, F. (1); Conde Moreno, A. J. (2); Benlloch Baviera, J. M. (3); Vijande Asenjo, J. (4); Ballester Pallarés, F. (4); Sanchis Peris, E. (5); Carmona Meseguer, V. (1); Gimeno Olmos, J. (1); Ruiz Rodríguez, J. C. (1); Pérez-Calatayud, J. (1)

(1) Unidad de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario y Politécnico La Fe, (2) Servicio de oncología Radioterápica. Hospital Universitario y Politécnico La Fe, (3) Universidad Politécnica de Valencia, (4) Departamento de Física Atómica, Molecular i Nuclear. Universidad de Valencia (5) Departamento de Ingeniería Electrónica. Universidad de Valencia

**PALABRAS CLAVE:** CENTRO DE PROTONTERAPIA, INVESTIGACIÓN, COLABORACIÓN MULTIDISCIPLINAR

Uno de los equipos de protones que forma parte de la donación de la Fundación Amancio Ortega se ubicará en el Hospital Universitari i Politécnic La Fe de Valencia. Ya se ha iniciado el proceso de licitación de las obras y se espera que esté disponible para el tratamiento de pacientes a finales de 2025. Se trata del equipo compacto Proteus@ONE de la compañía IBA.

Con la implantación de este centro, y en paralelo con su función fundamentalmente clínica, se abre la posibilidad de desarrollar determinadas actividades de investigación en estrecha colaboración con Universidades e Instituciones valencianas, siempre fuera del horario destinado a los tratamientos. Como primera fase de la creación de este programa se ha elaborado una lista de posibles áreas de interés que incluyen: Oncología Radioterápica (A); Física Médica (B); Ingeniería (C); Radiobiología (D) e Imagen (E). A continuación se presenta un breve resumen de los temas específicos indicando las áreas a las que pertenecen:

- Monte Carlo (B)
- Aperturas para campos pequeños (B)
- Cálculo independiente (B)
- CBPT y Protografía (B,E)
- Ensayos clínicos (A,D)
- Incertidumbre global (B,D)
- Flash (A,B,C,D)
- Nanopartículas (A,B,D)
- Radioprotectores y Radiosensibilizadores (A,D)
- Garantía de calidad de PMAT (A,B,C,D)
- Evaluación de dosis mediante PET (B, C)
- Verificación de dosis por acústica (B,C)
- Verificación de dosis por luz Cherenkov (B,C)
- Combinaciones de fotones y protones (A,D)
- Tratamientos de pacientes embarazadas (B)
- Componentes electrónicos bajo protones (C)
- Vasculogénicos (A,B,D)
- Diseño de dosis en función de hipoxia (A,B,D,E)
- Hipertermia (A,B)

La futura implantación de la terapia de protones en Valencia ha generado un gran interés no sólo por su importante repercusión asistencial, sino también por la oportunidad de iniciar un programa de investigación compatible con el uso clínico del equipo que pueda contribuir a la generación de nuevo conocimiento científico, mejora de los servicios asistenciales y el cuidado de la salud.



## IMPACTO DE LA TERAPIA FLASH CON PROTONES EN LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE CENTROS COMPACTOS DE PROTONTERAPIA (CPTC)

García, G. (1); Gómez Ros, J. M. (2); Gallego, E. (1)  
(1) Universidad Politécnica de Madrid, (2) CIEMAT

### INTRODUCCIÓN

La terapia de protones está en continua evolución para mejorar su rendimiento. Algunas tendencias actuales destacadas involucran métodos de entrega de vanguardia o la construcción de centros de protones compactos. Los nuevos desarrollos tienen un impacto directo en la protección radiológica de las instalaciones. El principal objetivo de este trabajo ha sido realizar el análisis comparativo, utilizando códigos Monte Carlo y medidas experimentales, del impacto en el blindaje de diferentes modos de entrega de dosis de protones con mayor proyección y desarrollo. Los métodos actuales y nuevos de administración de protones comparados fueron la terapia de protones de intensidad modulada (IMPT), la terapia de arco monoenergético de protones (PMAT) y la terapia de destello de protones con protones (PFT). Por un lado, la PFT implica la irradiación durante menos de 500 milisegundos de una dosis superior a 40 Gy/s, es decir, campos pulsados de alta energía e intensidad. Por otro lado, PMAT utiliza campos monoenergéticos con energías más bajas que los convencionales, pero

### MÉTODOS

Para PMAT se han alcanzado tanto medidas experimentales como simulaciones con varios códigos Monte Carlo (MCNP6, PHITS y GEANT4). Para Flash, los resultados solo se han alcanzado con simulaciones de Monte Carlo.

### RESULTADOS

Los resultados muestran que con PMAT se generan mayores fluencias de neutrones, pero con menor energía, por lo tanto, su impacto es mayor en la activación, pero menor en la dosis ambiental, por lo que se podrían reducir los requerimientos de blindaje ya que la energía de los protones utilizados es menor que la modalidad IMPT convencional. Para Flash, sin embargo, los escudos actuales deben revisarse ya que las energías utilizadas son las máximas y las tasas de dosis instantáneas fuera de las barreras podrían superar los límites legales en algunos casos.

### CONCLUSIONES

Algunas acciones de mitigación podrían ser limitar la orientación de la viga y las ocupaciones en algunos espacios, usar concretos especiales en diferentes áreas de la instalación de terapia de protones o cambiar el diseño y la ubicación de la sala de tratamiento de control. Las mediciones experimentales podrían ayudar a lograr supuestos más precisos, siempre en el lado conservador.

## ÁREA TEMÁTICA: RADIOBIOLOGÍA

## APROXIMACIÓN A LA CUANTIFICACIÓN DEL DAÑO EN EL ADN A BAJAS DOSIS Y SU ASOCIACIÓN CON EL RIESGO DE EFECTOS ESTOCÁSTICOS

Quintero Velásquez, L. (1); Abril Fajardo, A. (1); Aristizabal, A. (1)  
(1) Pontificia Universidad Javeriana

PALABRAS CLAVE: RADIOBIOLOGÍA, BAJAS DOSIS, EFECTOS ESTOCÁSTICOS

Los límites de los trabajadores ocupacionalmente expuestos se encuentran definidos a partir del modelo lineal sin umbral como una alternativa conservativa en términos de protección radiológica. Sin embargo, gran parte de lo que conocemos como efectos de las exposiciones a radiaciones ionizantes (RI), están basados en la evidencia de exposiciones a dosis superiores a 100 mGy y para aquellos estudios donde se investiga una correspondencia de efectos con dosis inferiores, no existe una correlación entre los datos o refuerzan la necesidad de seguir investigando en el campo [1-2]. En este sentido, el presente trabajo busca definir los probables riesgos estocásticos de la exposición ocupacional a partir de la identificación de efectos fisiológicos derivados de los daños inducidos



en el ADN (rompimientos simples y dobles de la hebra de ADN) y la generación de radicales libres ante la exposición a bajas dosis de RI de baja transferencia de energía lineal mediante simulación con enfoque mecanicista [3-4].

La consecución de los resultados se logran a partir de dos fases metodológicas, primero son realizadas diferentes simulaciones con enfoque mecanicista de la interacción de RI de baja transferencia lineal de energía y una molécula de ADN para dosis entre 50 y 150 mGy, esta simulación es realizada a partir de metodología Monte Carlo a través de la herramienta Geant4-DNA; seguido, son relacionados los resultados de la fase anterior con los efectos fisiológicos producidos en un tejido a partir de la capacidad que tiene el ADN en superar su límite basal de reparación, mediante el uso de estadística.

Los resultados más destacados son los histogramas de la cuantificación del daño generado en el ADN a partir de la generación de rompimiento simple y doble en la hebra de ADN, así como de la generación de radicales libres radioinducidos ante la exposición a dosis entre 50 y 150 mGy, y los valores de correspondencia probabilísticos de la asociación a estos daños conformes con la aparición de efectos fisiológicos producidos en un tejido conforme con la capacidad de reparación del ADN.

De los resultados obtenidos no solo se realiza una aproximación a la estimación del riesgo de los efectos estocásticos, sino que aporta en la construcción del estado del arte en materia de los efectos asociados con las exposiciones crónicas a bajas dosis de radiación ionizante. Lo anterior, debido a que en la actualidad la evidencia es muy dispersa y en este sentido se contribuye a lo propuesto por el Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas – UNSCEAR [5], quien refuerza la necesidad de seguir investigando sobre los efectos biológicos ante la exposición a dosis inferiores a 100 mGy y mejorar los datos cuantitativos acerca de la inducción de daño en el ADN para estas dosis.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, "NCRP COMMENTARY NO. 27: IMPLICATIONS OF RECENT EPIDEMIOLOGIC STUDIES FOR THE LINEAR-NONTHRESHOLD MODEL AND RADIATION PROTECTION," MAY 2018.
- <sup>2</sup> R. E. SHORE ET AL., "IMPLICATIONS OF RECENT EPIDEMIOLOGIC STUDIES FOR THE LINEAR NONTHRESHOLD MODEL AND RADIATION PROTECTION," JOURNAL OF RADIOLOGICAL PROTECTION, VOL. 38, NO. 3. INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, PP. 1217–1233, SEP. 01, 2018. DOI: 10.1088/1361-6498/AAD348.
- <sup>3</sup> N. LAMPE ET AL., "MECHANISTIC DNA DAMAGE SIMULATIONS IN GEANT4-DNA PART 1: A PARAMETER STUDY IN A SIMPLIFIED GEOMETRY," PHYSICA MEDICA, VOL. 48, PP. 135–145, APR. 2018, DOI: 10.1016/j.ejmp.2018.02.011.
- <sup>4</sup> F. C. LAM, "THE DNA DAMAGE RESPONSE—FROM CELL BIOLOGY TO HUMAN DISEASE," J TRANSL GENET GENOM, VOL. 6, PP. 204–222, 2022, DOI: 10.20517/jtgg.2021.61.
- <sup>5</sup> UNSCEAR, "VOLUME III SCIENTIFIC ANNEX C: BIOLOGICAL MECHANISMS RELEVANT FOR THE INFERENCE OF CANCER RISKS FROM LOW-DOSE AND LOW-DOSE-RATE RADIATION," 2020.

## PROTOCOLO PARA OBTENCIÓN DE CURVAS DE SUPERVIVENCIA CELULAR AL INTERIOR DE FANTOMA DE CUERPO HUMANO

González Niño, J. M. (1); Plazas de Pinzón, M. C. (1)  
(1) Universidad Nacional de Colombia

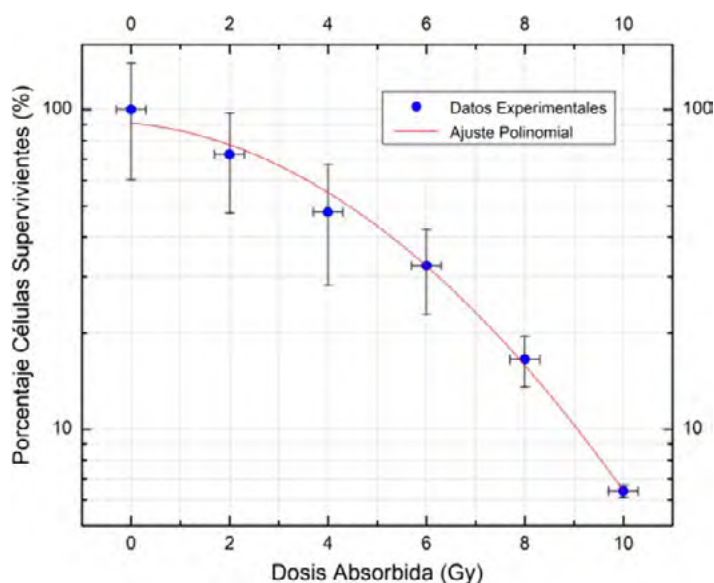
PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, RADIOBIOLOGÍA, CURVA SUPERVIVENCIA CELULAR, ALDERSON-RANDO, HELA, COBALTO 60, MODELO LINEAL CUADRÁTICO.

Poco después de que Röntgen descubrió los rayos X en 1895, se encontró que la exposición a la radiación ionizante disminuía el tamaño de tumores cancerígenos. Esto llevó a investigar el impacto de la radiación en tejidos vivos, dando inicios a la radiobiología. En este campo de investigación se han realizado múltiples estudios in vivo e in vitro que han servido como fundamento experimental para la formulación de modelos que expliquen la interacción radiación-célula. El modelo lineal cuadrático (MLC) establece una relación exponencial negativa entre la dosis recibida y la fracción de células supervivientes. En este trabajo se obtiene una curva de supervivencia, para la línea celular Hela de cáncer de cuello uterino Hela que se sitúa al interior del simulador físico con forma humana Alderson-Rando.

Para empezar, se hace un repaso de la interacción radiación-materia, a nivel atómico, molecular y celular. Después, se introduce el modelo lineal cuadrático y las curvas de supervivencia celular. En el arreglo experimental se presenta la línea celular HeLa y el simulador físico del cuerpo humano Alderson-Rando. En la siguiente sección se explica el tipo de decaimiento del cobalto 60 y la calibración con fantoma de agua que se le realiza a la fuente del Servicio Geológico Colombiano, para luego iniciar el proceso de irradiación celular. Con el fin de tener en cuenta la retrodispersión de la radiación se presenta el protocolo para irradiación de células al interior de fantasmas de cuerpo humano.



Se concluye que en la curva de supervivencia celular obtenida se puede apreciar consistencia entre la viabilidad de las células y el nivel de radiación al que se expusieron, a pesar de la incertidumbre generada por el conteo celular. Se registró un comportamiento exponencial decreciente, tal como se predijo en el Modelo Lineal Cuadrático y se muestra a continuación:



Finalmente, en los resultados, aparece la curva de supervivencia celular obtenida y se encuentra que el parámetro  $\alpha/\phi = 1,4 \pm 1,6$ , lo que indica alta capacidad de reparación de las células

HeLa. Debido al alcance del modelo lineal cuadrático, se sugiere emplear esta metodología como base de futuros experimentos con dosis fraccionada. Se constató de manera visual los diferentes mecanismos de muerte celular, como la catástrofe mitótica, la apoptosis y la autofagia.



## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> J. Niño., CALIBRACIÓN DE SISTEMAS DOSIMÉTRICOS DE REFERENCIA Y DE TRABAJO PARA TELETERAPIA CON HAZ DE Co-60. SERVICIO GEOLÓGICO COLOMBIANO, 2022.



# REDUCCIÓN DEL POTENCIAL PROLIFERATIVO DE CÉLULAS NK-92-CD16 MEDIANTE IRRADIACIÓN EXTERNA CON ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES

Giraldo Jiménez, D. (1); Jiménez Albericio, J. (2); García Romero, A. (2); Anel Bernal, L. A. (1); Castán Guerrero, C. (2); González Lizarraga, Í. (2); Vera Tena, D. (2); Gómez González, N. (2); Calvo Carrillo, S. (2); Barranco López, A. (2); Ortega Pardina, P. (2); Ruiz Manzano, P. (2)

(1) Facultad de Ciencias. Universidad de Zaragoza., (2) Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa Zaragoza

PALABRAS CLAVE: RADIOBIOLOGÍA, CÉLULAS, INMUNOTERAPIA, ACTIVIDAD CITOTÓXICA, TERAPIA CELULAR ADOPTIVA

## INTRODUCCIÓN

El presente trabajo surge de la necesidad de combinar la radioterapia con la inmunoterapia. Mientras la primera de ellas es una técnica consolidada y aplicada de manera rutinaria en los tratamientos contra el cáncer, la segunda todavía es un campo en auge y continua evolución. Entre las modalidades de la inmunoterapia, que persigue restaurar la actividad antitumoral del sistema inmunitario de los pacientes, destaca la terapia celular adoptiva.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El grupo de Inmunidad, Cáncer y Células madre de la Universidad de Zaragoza ha estado desarrollando un modelo de terapia celular adoptiva basado en células Natural Killer, más concretamente, en las células NK-92-CD16. Estas células han sido generadas modificando genéticamente la línea establecida NK-92, procedente de un linfoma y caracterizada por su alta citotoxicidad basal contra otras células tumorales sobre todo en combinación con anticuerpos terapéuticos. Pese a sus prometedores resultados in vitro, su propia naturaleza tumoral impide que puedan administrarse directamente a los pacientes por el peligro que supondría su ilimitada capacidad proliferativa. Por esa razón se decidió exponer diferentes cantidades de células NK-92-CD16 a dosis de radiación de 10 Gy, cantidad ya utilizada en ensayos clínicos con células similares. El principal objetivo era eliminar su potencial proliferativo a través de los daños ocasionados en el ADN celular por la irradiación, presuponiendo que al tratarse de células cancerígenas serían incapaces de repararlos.

La muestra de células se colocó en el centro de un maniquí de agua. Se realizó la simulación en un TC General Electric High Speed, del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza. La planificación se llevó a cabo con Eclipse v15.6.04, utilizando el algoritmo AccurosXB, en el Servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital. Finalmente, la muestra fue irradiada con 2 haces opuestos de 10FFF de un Varian TrueBeam HD120. Tras la irradiación, las células se pusieron de nuevo en cultivo para monitorizar su evolución. Mediante microscopía y citometría de flujo, durante los siguientes días se analizaron los parámetros: densidad celular, viabilidad celular y nivel de expresión de la proteína CD16. También se enfrentaron las células NK-92-CD16 a células tumorales para evaluar la capacidad citotóxica de las células tras la irradiación.

## RESULTADOS

Durante las primeras 48 horas de seguimiento, los distintos parámetros se mantuvieron relativamente constantes, con una ligera pérdida de capacidad citotóxica (alrededor de un 20%). En cambio, al superar la barrera de las 48-72 horas post- irradiación, todos ellos empezaron a reducirse drásticamente hasta llegar a 0.

## DISCUSIÓN

La irradiación de las células NK-92-CD16 a 10 Gy permitiría una aplicación segura en los pacientes, ya que pierden su potencial replicativo y a partir de las 48-72 horas empiezan a morir. En esa ventana de tiempo, las células conservarían todavía una considerable actividad citotóxica, alrededor del 80% de su citotoxicidad basal, para actuar sobre el tumor.

## CONCLUSIÓN

La irradiación de las células NK-92-CD16 a 10 Gy garantiza una aplicación segura en los pacientes a la par que permite una alta actividad citotóxica.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GONG, J. H., MAKI, G., & KLINGEMANN, H. G. (1994). CHARACTERIZATION OF A HUMAN CELL LINE (NK-92) WITH PHENOTYPICAL AND FUNCTIONAL CHARACTERISTICS OF ACTIVATED NATURAL KILLER CELLS. LEUKEMIA, 8(4), 652–658. [HTTPS://EUROPEPMC.ORG/ARTICLE/MED/8152260](https://europepmc.org/article/MED/8152260).
- <sup>2</sup> KLINGEMANN, H. G., BOISSEL, L., & TONEGUZZO, F. (2016). NATURAL KILLER CELLS FOR IMMUNOTHERAPY – ADVANTAGES OF THE NK-92 CELL LINE OVER BLOOD NK CELLS. FRONTIERS IN IMMUNOLOGY, 7(MAR), 1–7. [HTTPS://DOI.ORG/10.3389/FIMMU.2016.00091](https://doi.org/10.3389/FIMMU.2016.00091).





- <sup>3</sup> MAKI, G., KLINGEMANN, H.-G., MARTINSON, J. A., & TAM, Y. K. (2001). FACTORS REGULATING THE CYTOTOXIC ACTIVITY OF THE HUMAN NATURAL KILLER CELL LINE, NK-92. JOURNAL OF HEMATOTHERAPY & STEM CELL RESEARCH, 10(3), 369–383. [HTTPS://DOI.ORG/10.1089/152581601750288975](https://doi.org/10.1089/152581601750288975).
- <sup>4</sup> MORVAN, M. G., & LANIER, L. L. (2016). NK CELLS AND CANCER: YOU CAN TEACH INNATE CELLS NEW TRICKS. NATURE REVIEWS CANCER, 16(1), 7–19. [HTTPS://DOI.ORG/10.1038/NRC.2015.5](https://doi.org/10.1038/NRC.2015.5).
- <sup>5</sup> PITTARI, G., VAGO, L., FESTUCCIA, M., BONINI, C., MUDAWI, D., GIACCONE, L., & BRUNO, B. (2017). RESTORING NATURAL KILLER CELL IMMUNITY AGAINST MULTIPLE MYELOMA IN THE ERA OF NEW DRUGS. FRONTIERS IN IMMUNOLOGY, 8(NOV), 1–19. [HTTPS://DOI.ORG/10.3389/FIMMU.2017.01444](https://doi.org/10.3389/FIMMU.2017.01444).
- <sup>6</sup> SUCK, G., ODENDAHL, M., NOWAKOWSKA, P., SEIDL, C., WELS, W. S., KLINGEMANN, H. G., & TONN, T. (2016). NK-92: AN 'OFF-THE-SHELF THERAPEUTIC' FOR ADOPTIVE NATURAL KILLER CELL-BASED CANCER IMMUNOTHERAPY. CANCER IMMUNOLOGY, IMMUNOTHERAPY, 65(4), 485–492. [HTTPS://DOI.ORG/10.1007/s00262-015-1761-x](https://doi.org/10.1007/s00262-015-1761-x).
- <sup>7</sup> TANG, X., YANG, L., LI, Z., NALIN, A. P., DAI, H., XU, T., YIN, J., YOU, F., ZHU, M., SHEN, W., CHEN, G., ZHU, X., WU, D., & YU, J. (2018). FIRST-IN-MAN CLINICAL TRIAL OF CAR NK-92 CELLS: SAFETY TEST OF CD33-CAR NK-92 CELLS IN PATIENTS WITH RELAPSED AND REFRACTORY ACUTE MYELOID LEUKEMIA. AMERICAN JOURNAL OF CANCER RESEARCH, 8(6), 1083–1089. [HTTP://WWW.NCBI.NLM.NIH.GOV/PUBMED/30323981](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30323981) [HTTP://WWW.PUBMEDCENTRAL.NIH.GOV/ARTICLERENDER.FCGI?ARTID=PMC6176185](http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC6176185).
- <sup>8</sup> WILLIAMS, B. A., LAW, A. D., ROUTY, B., DENHOLLANDER, N., GUPTA, V., WANG, X.-H., CHABOUREAU, A., VISWANATHAN, S., & KEATING, A. (2017). A PHASE I TRIAL OF NK-92 CELLS FOR REFRACTORY HEMATOLOGICAL MALIGNANCIES RELAPSING AFTER AUTOLOGOUS HEMATOPOIETIC CELL TRANSPLANTATION SHOWS SAFETY AND EVIDENCE OF EFFICACY. ONCOTARGET, 8(51), 89256–89268. [HTTPS://DOI.ORG/10.18632/oncotarget.19204](https://doi.org/10.18632/oncotarget.19204).

## PROTECCIÓN EN EMERGENCIAS NUCLEARES Y RADIOLÓGICAS: UNA NUEVA CONTRAMEDIDA ORAL

Obrador, E. (1); Salvador-Palmer, R. (1); Villaescusa, J. I. (2); Estrela, J. M. (1); Montoro, A. (2)  
(1) Universidad de Valencia, (3) Hospital Universitario y Politécnico La Fe

INTRODUCCIÓN LA EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN IONIZANTE (IR) EN ACCIDENTES NUCLEARES Y RADIOLÓGICOS PUEDE CAUSAR GRANDES DAÑOS EN LA SALUD HUMANA, EL MEDIO AMBIENTE Y LA ECONOMÍA. EL ESTUDIO Y DESARROLLO DE CONTRAMEDIDAS MÉDICAS (MCM) EFECTIVAS PARA PROTEGER A LA POBLACIÓN, ES UNA NECESIDAD DESATENDIDA QUE DEBE ABORDARSE CON URGENCIA PARA IMPLEMENTAR UNA RESPUESTA A UNA EMERGENCIA. LOS AGENTES POTENCIALMENTE PROTECTORES CONTRA LA EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN SE HAN INVESTIGADO DURANTE DÉCADAS, PERO EN ESTE MOMENTO NO SE DISPONE DE UN RADIOPROTECTOR IDEAL. LAS CONTRAMEDIDAS POTENCIALES DE ACUERDO CON UN ESCENARIO ESPECÍFICO, REQUIEREN CONSIDERAR CUESTIONES BÁSICAS, COMO POR EJEMPLO, EL TIPO DE RADIACIÓN, LAS PERSONAS AFECTADAS DIRECTAMENTE Y LOS INTERVINIENTES EN LA RESPUESTA, EL RANGO DE DOSIS RECIBIDAS, INDEPENDIENTEMENTE DE QUE LA EXPOSICIÓN O LA CONTAMINACIÓN HAYA AFECTADO A TODO EL CUERPO O SEA PARCIAL.

Los daños por radiación ionizante son causados por la ionización directa de las biomoléculas y por los efectos indirectos, que dependen principalmente de la formación de especies reactivas de oxígeno (ROS). Los efectos biológicos por exposición a la radiación, dependen de la dosis/tiempo de exposición, el tipo de célula, la sensibilidad tisular inherente y los factores intracelulares moduladores. Los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes puede ser deterministas o tisulares (con umbral de dosis, en un intervalo de tiempo a posteriori del evento y debido al daño de tejidos/órganos) o estocástico (sin umbral, por ejemplo, patologías relacionadas con mutaciones). En este trabajo hemos evaluado el potencial radioprotector de los polifenoles naturales en ratones expuestos a una irradiación total LD50/30 de rayos gamma.

### RESULTADOS

La combinación de pterostilbeno (un estilbeno natural presente, por ejemplo, en los arándanos) y silibinina (una flavanona natural) fue la más eficaz, dando como resultado una supervivencia del 100 % de los ratones tras ser expuestos a una dosis letal de radiación gamma (LD50/30). Además, los efectos radioprotectores del PT fueron superiores a los de la aminofostina que es, en este momento, uno de los pocos radioprotectores aprobados por la FDA. El tratamiento posterior tras la irradiación, con dos potenciales radiomitigadores, el ribósido de nicotinamida (NR, un derivado de la vitamina B3) y/o el lipopéptido 1 estimulante de fibroblastos (FSL1, un agonista del receptor tipo toll 2/6), no prolongó la supervivencia de los animales. Sin embargo, la combinación de PT, SIL, NR y FSL1, logró una supervivencia del 90 % un año después de la irradiación.



## DISCUSIÓN

El mecanismo implica la inducción de la defensa antioxidante celular, la reducción de la señalización de la inflamación, y la estimulación de la recuperación de células hematopoyéticas. Es importante destacar que esta combinación no interfirió con la destrucción mediada por rayos X de diferentes células tumorales in vivo.

## CONCLUSIÓN

El equipo ha encontrado una fórmula radioprotectora eficaz, combinando 2 polifenoles naturales radioprotectores (PT y SIL) con 2 agentes radiomitigantes (NR y FSL1). Estos resultados han sido publicados en Journal of Advanced Research (Obrador et al. 2022) y están bajo protección de patente (PCT/EP2022/051038).

# ÁREA TEMÁTICA: RADIACIONES NO IONIZANTES Y BIOFÍSICA

## DESARROLLO DE SISTEMA DE EXPOSICIÓN IN VITRO A RADIACIÓN EN EL ESPECTRO VISIBLE

Úbeda Maeso, C. (1); Pérez González, L. A. (1); Fernández Guarino, M. F. G. (1); Martínez Pascual, M. A. (1); Toledano Macias, E. (1); Hernández Bule, M. L. (1)

(1) Hospital Universitario Ramón y Cajal

PALABRAS CLAVE: LUZ VISIBLE, IN VITRO, SISTEMA DE EXPOSICIÓN,

## INTRODUCCIÓN

Dado que la radiación no ionizante en el espectro visible es capaz de penetrar hasta la hipodermis humana, el conocimiento sobre los potenciales efectos que la exposición a dosis naturales, no terapéuticas, de luz visible (LV) es materia de interés creciente en protección radiológica en dermatología. De hecho, existe evidencia de que la exposición a LV puede intervenir en la inducción de dermatosis como el melasma, la hiperpigmentación postinflamatoria tras tratamientos con láser o peeling, o de hematomas debidos a inyecciones subcutáneas. En la actualidad, la prevención y tratamiento de estos y otros posibles efectos perjudiciales de la LV a nivel cutáneo se enfocan en el desarrollo de nuevos filtros solares, preferentemente aquellos dirigidos a prevenir la penetración de las radiaciones de más altas frecuencias: la verde y azul.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El presente trabajo describe un diseño original de sistema de exposición in vitro para el tratamiento de cultivos de células cutáneas humanas con radiación visible en las longitudes de onda 450 nm, 530 nm y 655 nm: azul, verde y roja, respectivamente. Con esta idea se han construido tres módulos independientes, idénticos entre sí excepto por la frecuencia específica de la radiación emitida por cada uno de ellos. En cada experimento, la determinación de la potencia de la radiación aplicada se lleva a cabo mediante un radiómetro de luz visible (Solarmeter, Mod. 10.0 Global Solar Powermeter) precalibrado con un espectroradiómetro de UV-visible-IR (MACAM SR9910-V7)

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados de un ensayo preliminar revelan diferencias en las respuestas celulares a la irradiación dependiendo de la frecuencia de las señales aplicadas. Estos datos indican que el modelo diseñado es una herramienta útil y fácilmente reproducible, aplicable a la ejecución de estudios experimentales para la caracterización de la respuesta celular a la exposición a radiaciones no ionizantes en el espectro visible.



# ANÁLISIS DE LOS ÍNDICES TÉRMICO Y MECÁNICO COMO EVALUADORES DE POTENCIALES EFECTOS BIOLÓGICOS DE LOS ULTRASONIDOS EN EXPLORACIONES DIAGNÓSTICAS OBSTÉTRICAS

González Fernández, A. (1)

(1) Hospital Universitario Nuestra Señora De Candelaria

PALABRAS CLAVE: ULTRASONIDOS, EFECTOS BIOLÓGICOS, ÍNDICE MECÁNICO, ÍNDICE TÉRMICO, ECOGRAFÍA OBSTÉTRICA, RADIACIONES NO IONIZANTES.

## INTRODUCCIÓN

Los ultrasonidos, a pesar de ser una radiación no ionizante y considerarse la modalidad de diagnóstico por imagen más segura en medicina, no están exentos de presentar sobre los tejidos vivos ciertos efectos, los cuales se conocen como bioefectos. En una exploración ecográfica los principales efectos biológicos son de tipo absorción térmica y mecánicos (cavitación).

Estos efectos de los ultrasonidos pueden ser beneficiosos en el empleo terapéutico de los mismos. Por el contrario, los mismos son indeseables para su empleo en el diagnóstico por imagen. Para caracterizar estos bioefectos, se emplean dos índices en ecografía: índice térmico (TI) e índice mecánico (MI) [1]. En primer lugar, el índice térmico (TI) está diseñado para proporcionar una estimación del aumento máximo de temperatura en los tejidos después de una exposición prolongada. Por otro lado, el índice mecánico (MI) está destinado a proporcionar una guía aproximada de la probabilidad de ocurrencia de cavitación. Todos los equipos ecográficos fabricados después de 1992 deben incorporar estos dos índices de seguridad en sus pantallas. En este trabajo se evalúan ambos índices en más de 100 exploraciones ecográficas obstétricas hechas en nuestro centro, a fin de comprobar que se mantienen por debajo de los límites recomendados por organizaciones internacionales como la FDA, BMUS, AIUM, etc., lo cual es importante para minimizar los potenciales riesgos de aparición de efectos biológicos en el feto sin afectar a una correcta calidad diagnóstica.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han recogido los datos concernientes a índice térmico e índice mecánico, así como el tiempo de duración de 120 exploraciones obstétricas en diferentes semanas de gestación, realizadas en el HUNSC (Tenerife) con el ecógrafo Voluson E8, GE Healthcare. Para la extracción de dichos datos se ha utilizado la información DICOM vinculada a cada estudio almacenada en el software Centricity, GE Healthcare.

## RESULTADOS

La edad promedio de las pacientes sometidas a estudios obstétricos con ultrasonidos es de  $29.18 \pm 3.54$  años. En la TABLA 1 se han agrupado los promedios de los índices térmico y mecánico, así como el tiempo de examen ecográfico en diferentes semanas del embarazo. Por otro lado, a la luz de dichos datos, considerando todas las etapas conjuntas se tiene que el MI promedio ha resultado ser de  $0.90 \pm 0.08$ , el TI  $0.47 \pm 0.13$  y el tiempo T de  $13.25 \pm 6.65$  min.



**Tabla 1.** Comparativa de los índices térmico, mecánico y tiempo de exploración (min) promedios para diferentes semanas de embarazo.

| Semana de gestación       | 1-8           | 9-12        | 13-16       | 17-20         | 21-24         | 25-28         | 29-32       |
|---------------------------|---------------|-------------|-------------|---------------|---------------|---------------|-------------|
| N (%)                     | 28<br>(23.3%) | 18<br>(15%) | 8<br>(6.7%) | 25<br>(20.8%) | 16<br>(13.3%) | 13<br>(10.9%) | 12<br>(10%) |
| Valor promedio TI±SD      | 0.47±0.13     | 0.55±0.09   | 0.36±0.11   | 0.43±0.16     | 0.50±0.08     | 0.39±0.14     | 0.51±0.19   |
| Valor promedio MI±SD      | 0.82±0.06     | 0.97±0.09   | 0.94±0.05   | 0.91±0.11     | 0.85±0.09     | 0.93±0.07     | 0.99±0.10   |
| Valor promedio T±SD (min) | 13.14±5.47    | 12.56±6.41  | 14.24±8.07  | 13.66±6.11    | 10.63±7.12    | 14.14±6.36    | 15.11±9.62  |

N: Número de casos; TI: índice térmico; MI: índice mecánico; T: duración de la exploración.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos, si comparamos los MI y TI promedios anteriores con los valores límite estándar  $MI < 1$  y  $TI < 1$  establecidos en la guía de la FDA "Recommendations for the Safe Use of Ultrasound in Obstetrics", se puede comprobar como ambos índices se encuentran por debajo de dichos valores máximos, cumpliéndose con dichas recomendaciones. Además, a fin de reducir el riesgo potencial de efectos biológicos adversos, la FDA establece que se opere con los ultrasonidos según el principio ALARA, que exige que su administración (en términos de TI, MI y tiempo de exposición) sea mantenida "tan baja como sea razonablemente posible" sin comprometer la capacidad o resolución diagnóstica [2].

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> [1] SHEINER E, ABRAMOWICZ JS. ACOUSTIC OUTPUT AS MEASURED BY THERMAL AND MECHANICAL INDICES DURING FETAL NUCHAL TRANSLUCENCY ULTRASOUND EXAMINATIONS. FETAL DIAGN THER 2009; 25:8-10.
- <sup>2</sup> [2] BARNETT SB, HAAR G, ZISKIN MC, ROTT H-D, DUCK FA, MAEDA K. INTERNATIONAL RECOMMENDATIONS AND GUIDELINES FOR THE SAFE USE OF DIAGNOSTIC ULTRASOUND IN MEDICINE. ULTRASOUND MED BIOL 2000; 26: 355-366.

# ESTUDIO DE COMPATIBILIDAD DE DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS EN UN ENTORNO DE RESONANCIA MAGNÉTICA

Chover Díaz, B. (1); Serrano Juárez, A. (1); Núñez Hernández, A. (1); Brualla, L. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Zaragoza Cardells, E. (1); Salvador Montaña, M. A. (1)

(1) Grupo Biomédico Ascires

PALABRAS CLAVE: SEGURIDAD, RESONANCIA, DISPOSITIVO, ANÁLISIS, IMPLANTE

## INTRODUCCIÓN

El objetivo principal es el estudio y análisis de la seguridad, en un entorno de resonancia magnética (RM), de dispositivos (neurológicos, cardiovasculares, etc) e implantes metálicos con el propósito de evaluar su compatibilidad con la exploración deseada. También como objetivos se encuentran la generación de una base de datos (BBDD), de una ficha técnica por dispositivo y de un informe final de compatibilidad por paciente y exploración.



## MATERIAL Y MÉTODOS

Tras recibir una petición de RM de un paciente que declara o sospecha ser portador de un dispositivo o implante metálico, esta se remite a física médica para realizar un estudio de compatibilidad y emitir el informe pertinente. Una vez emitido, se procederá según lo convenido.

Los recursos empleados para el estudio son:

- Contacto con paciente
- Contacto con casa comercial del dispositivo, generando así un registro de contactos con técnicos especializados.
- Análisis de historial médico
- Generación de una ficha técnica del dispositivo analizado con información detallada sobre este: descripción, composición, aspectos generales sobre la compatibilidad con RM, documentación y bibliografía de interés.
- Introducción en una BBDD. En una hoja Excel se registran los siguientes campos:
  - Datos del paciente: Nombre y apellidos y N° de SIP
  - Estado de la solicitud: Pendiente/completado
  - Fechas relevantes: registro de la petición, entrada en el departamento de física médica, emisión del informe y la fecha de la exploración.
  - Información sobre el dispositivo: Tipo (marcapasos, neuroestimulador, etc), marca y modelo. Resultado del informe: Seguro, No seguro o Condicional.
  - Enlaces a: ficha técnica del dispositivo (FTD) e informe final. Observaciones

| PENDIENTE/SECC | SR      | NOMBRE                        | F. REGIS | F. ENTR    | F. SAL     | F. EXPLOR  | DISPOSITIVO        | MARCA                | MODELO                   | ELECTRODO                | RESULTADO   | FTD | INFO | OBSERVACIONES                          |
|----------------|---------|-------------------------------|----------|------------|------------|------------|--------------------|----------------------|--------------------------|--------------------------|-------------|-----|------|----------------------------------------|
| COMPLETADO     | 3088642 | ALBERTO NAVARRO, JESÚS        | CAMPANAR | 07/06/2022 | 24/06/2022 | 24/06/2022 | 14020202           | Holter Biotek        | MEDTRONIC                | FE YAL LRG               | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 3550897 | ARCANT SAPIEN, ISABEL         | CAMPANAR | 07/06/2022 | 07/06/2022 | 14/06/2022 | 04/06/2022         | Válvula Cardíaca     | ABOTT                    | SANT JUC 25mm            | SEGURO      | FTD | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 3674087 | ALARCON ESTALA, JOSE LUIS     | CAMPANAR | 13/06/2022 | 25/06/2022 | 01/07/2022 | 26/07/2022         | Neuroestimulador     |                          |                          | CONDICIONAL | 110 | SECC | Ya realizada el 20/07/22 sin problemas |
| COMPLETADO     | 3871791 | ALBERT ROMAGUERA, FRANCIS     | CAMPANAR | 27/06/2022 | 01/07/2022 | 24/07/2022 | 20/07/2022         | Válvula de dentación | INTEGRAL, JUI            | CODMAN HANIM             | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 3871396 | ALBERTO SANCHEZ, RAQUEL       | CAMPANAR | 28/06/2022 | 27/06/2022 | 01/07/2022 | 04/07/2022         | Bomba de Mariposa    | MEDTRONIC                | SYNCHRONIZED BEAT 20     | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| PENDIENTE      | 4738746 | ALBERTO SANCHEZ, ENCARNAACION | CAMPANAR | 09/07/2022 | 09/07/2022 |            |                    | Implante Cardíaco    |                          |                          | SEGURO      | FTD | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 3635846 | ALDRE ALHABERA, CARLOS        | CAMPANAR | 02/08/2022 | 07/08/2022 | 26/08/2022 | 19/08/2022         | Cardíaco             | DESCONOCIDO              | DESCONOCIDO              | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 3564875 | ALMAGUERO, ALBERTO            | CAMPANAR | 04/08/2022 | 04/08/2022 | 04/08/2022 | 19/08/2022         | Válvula de dentación | INTEGRAL, JUI            | CODMAN HANIM PROGRAMABLE | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 2594102 | ALONSO SANCHEZ, PALOMA        | CAMPANAR | 02/09/2022 | 02/09/2022 | 02/09/2022 | 27/09/2022         | Protesis Mariposa    | DESCONOCIDA              |                          | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 2637626 | ALONSO GARCIA, DESAMPARADO    | CAMPANAR | 08/09/2022 | 08/09/2022 | 01/10/2022 | 01/10/2022         | Estilo y Píndulo     | DESCONOCIDA              |                          | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 3781    | ALVAREZ, CARLOS EDUARDO       | CAMPANAR | 25/09/2022 | 25/09/2022 | 25/09/2022 | NO SE HA REALIZADO |                      |                          |                          | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 7995921 | ANDRÉS ANDRÉS, ALDRE NOELIA   | CAMPANAR | 08/04/2022 | 25/09/2022 | 01/10/2022 | 26/09/2022         | Válvula de dentación | INTEGRAL, JUI            | CODMAN HANIM PROGRAMABLE | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 3042410 | ARGÜEÑAS, M. TERESA           | CAMPANAR | 02/05/2022 | 14/05/2022 | 25/05/2022 | 04/06/2022         | Implante Cardíaco    | MEDTRONIC                | 4.25mm                   | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 3239462 | ARMERO ALARTE, JOSE LUIS      | CAMPANAR | 16/06/2022 | 24/06/2022 | 02/07/2022 | 07/07/2022         | Neuroestimulador     | BOSTON SCIENTIFIC SC-500 | MONTAGE                  | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 6322200 | ARMERO ESCOBAR, SARAI         | CAMPANAR | 09/06/2022 | 27/07/2022 | 09/08/2022 | 02/09/2022         | Válvula de dentación | METRIE                   | proAVO II con SA 2.0     | CONDICIONAL | 110 | SECC | La RM se realizó sin problemas         |
| COMPLETADO     | 2981987 | ARMERO ZAMBRINO, ANTONIO      | CAMPANAR | 02/06/2022 | 20/06/2022 | 24/06/2022 | 01/07/2022         | Válvula de dentación | INTEGRAL, JUI            | CODMAN HANIM PLUS        | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 4681811 | ARNAL GARCIA, ENCARNAACION    | CAMPANAR | 02/08/2022 | 27/08/2022 | 02/09/2022 | 16/09/2022         | Válvula de dentación | INTEGRAL, JUI            | CODMAN HANIM             | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 3777678 | BARULS CAMET, LUCIA           | CAMPANAR | 29/05/2022 | 04/06/2022 | 01/06/2022 | 29/05/2022         | Neuroestimulador     | MEDTRONIC                | 977A280                  | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |
| COMPLETADO     | 3777678 | BARULS CAMET, LUCIA           | CAMPANAR | 29/05/2022 | 04/06/2022 | 01/06/2022 | 29/05/2022         | Electrodo            | MEDTRONIC                | 977A280                  | CONDICIONAL | 110 | SECC |                                        |

Tras esto, se genera el informe de compatibilidad con el resultado, indicando: fecha de la petición, datos del paciente, estudio solicitado, estudios de RM previos, centro asignado, dispositivos declarados y fecha de implantación, información empleada en el análisis y resultado del estudio. En este último se indica:

- Símbolo de seguridad en MRI basada en los criterios de la FDA (Food and Drug Administration”).
- Condiciones (si las hay) para los departamentos/personal implicado: Intensidad del campo, presentación, por parte del paciente, de algún tipo de documentación, limitaciones en modo de adquisición, tipos de bobinas a usar, etc.
- Observaciones: Comentarios relevantes no restrictivos a la hora de realizar la exploración.
- Fecha y firma del responsable.



## RESULTADOS

|                                                                                   |                                                                                                           |                                               |
|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|
|  | <b>ESTUDIO DE COMPATIBILIDAD DE DISPOSITIVOS EN MRI POR PARTE DEL SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA DE ASCIRE</b> | <b>SIP:</b><br><br><b>CÓDIGO DE PACIENTE:</b> |
|                                                                                   |                                                                                                           |                                               |

|                                                            |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
|------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>FECHA DE ENTRADA</b>                                    | 02/01/2023                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
| <b>NOMBRE DEL PACIENTE</b>                                 |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>CONTACTO</b>                                            |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>SIP / NÚMERO DE HISTORIA</b>                            |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>PERSONA REMITENTE</b>                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>CENTRO SOLICITANTE</b>                                  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| <b>ESTUDIO SOLICITADO</b>                                  | RM Cerebral                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
| <b>ESTUDIOS MRI PREVIOS TRAS IMPLANTE</b>                  | -                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>CENTRO ASCIRE ASIGNADO</b>                              | <del>Gampax</del>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
| <b>DISPOSITIVOS DECLARADOS Y FECHA DE IMPLANTACIÓN</b>     | <ul style="list-style-type: none"> <li>o Válvula ventriculoperitoneal CODMAN HAKIM</li> <li>o</li> </ul>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| <b>INFORMACIÓN EMPLEADA PARA ESTUDIO DE COMPATIBILIDAD</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>o Hoja de solicitud Radiológica</li> <li>o Citas de resonancias.</li> <li>o Conversación telefónica con el paciente</li> <li>o Seguridad en RM Qué se puede y qué no se puede introducir en un equipo de RM_SERAM</li> </ul>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
| <b>RESULTADO DEL ESTUDIO SOLICITADO</b>                    | <p><b>Condiciones Citación:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>RM cilíndrico horizontal de 1.5 T.</b> Campo horizontal y cerrado.</li> <li>• Asegurarse de que el paciente, en exploraciones anteriores, no ha acudido a neurocirugía a revisarse la válvula. Si sí que ha acudido, comunicarle que ha de repetir el proceso.</li> </ul> <p><b>Máquina:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Modo Normal:</b> SARs3 W/kg durante 15 min. Si la exploración dura más de 15min, proceder del modo habitual y parar la exploración si el paciente comunica alguna sensación anómala.</li> <li>• Campo gradiente magnético máximo de 720G/cm</li> <li>• <b>El KIT DE HERRAMIENTAS o programador (en el caso en que disponga de ellos) se consideran NO SEGUROS.</b></li> </ul> <p><b>Observaciones:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Las válvulas pueden producir un aumento máximo de temperatura de 3.4°C después de 15 minutos de exploración continua.</li> <li>• La calidad de la imagen de RM puede verse afectada si el área de interés está relativamente cerca del dispositivo. Puede observarse distorsión en los límites del artefacto.</li> </ul> <div style="text-align: right;">  </div> |
| <b>Fecha y firma del responsable</b>                       | <p>Responsable:                      Fecha:</p> <p>Para cualquier duda y/o aclaración contactar con Ext. 31093 o 630 575 330</p>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |

Desde la fecha de puesta en marcha del trabajo, se han emitido >200 informes de estudio de compatibilidad. Se han analizado 29 tipos de dispositivos (>100 modelos) y elaborado 73FTD entre los que figuran válvulas cardíacas, neuroestimuladores, expansores mamarios, implantes cocleares, marcapasos...

## DISCUSIÓN

Dada la buena acogida del trabajo de análisis se pretende extender el estudio a más clínicas, así como mejorar la BBDD para agilizar y automatizar las consultas.

## CONCLUSIÓN

El análisis y la emisión de un informe de compatibilidad mejora el flujo de este tipo de peticiones, aportando seguridad a todos los profesionales implicados (desde el radiólogo al operador) y al paciente.



## CONTROL DE CALIDAD DE LOS EQUIPOS DE ULTRASONIDOS DEL SERVICIO CÁNTABRO DE SALUD

Reguilón Martín, A. (1); Marqués Fraguera, E. (1); Gutiérrez Ruiz, M. (1); Ferreiros Vazquez, N. (1); Alonso Muriedas, J. (1); Camacho De La Vega, G. (1); Rodríguez Cobo, C. (1)

(1) Hospital Universitario Marqués De Valdecilla

PALABRAS CLAVE: ECOGRAFÍA, ULTRASONIDOS, CONTROL DE CALIDAD, IMAGEN MÉDICA

### INTRODUCCIÓN

La ecografía es una modalidad de imagen que utiliza ultrasonidos para crear imágenes anatómicas y funcionales del interior del cuerpo.

Cuando la pérdida de calidad de la imagen ecográfica ocurre gradualmente, puede pasar inadvertida para el usuario que trabaja con el equipo diariamente. Es necesario establecer un programa de garantía de calidad que incluya controles periódicos, tanto del equipo como de los transductores, para poder detectar errores y evitar que éstos afecten a las imágenes clínicas.

El objetivo del trabajo es analizar los resultados de los controles de calidad de los ecógrafos del Servicio Cántabro de Salud (SCS).

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplea el maniquí CIRS 40, elaborado con un material sólido y elástico (Zerdine™), que simula el comportamiento del tejido hepático humano frente a los ultrasonidos (en velocidad y atenuación). En la figura 1 se muestran los objetos de prueba para la evaluación de la imagen ecográfica en dos fondos diferentes de 0.5 y 0.7 dB/cm/MHz.

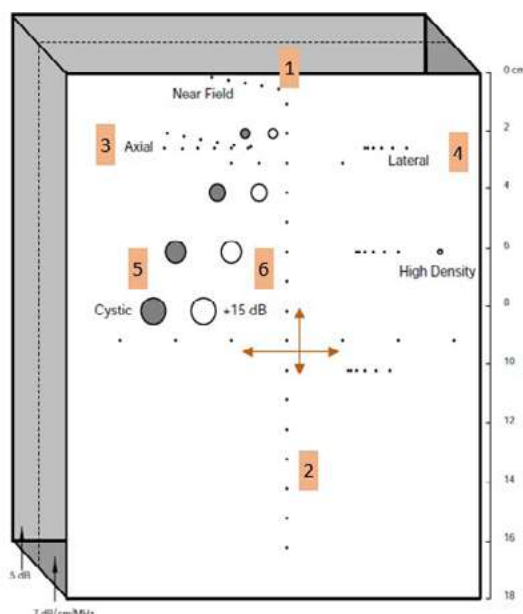


Figura 1: Objetos de prueba del maniquí CIRS 40 para el control de calidad de ecógrafos. Las zonas 1, 2, 3, 4, 5 y 6 son los patrones para estudiar la resolución de campo próximo, la profundidad de penetración, la resolución axial y lateral y la sensibilidad de alto y bajo contraste, respectivamente. Las flechas corresponden con la zona de evaluación de exactitud de las distancias horizontal y vertical.

Se analizan los resultados de los controles de calidad anuales realizados en el periodo 2017-2021 a 56 sondas lineales y 32 convexas de 30 ecógrafos del SCS de diferentes fabricantes (GE, Toshiba, Siemens...).

Los resultados de las pruebas de uniformidad, resolución de campo próximo, zona muerta, profundidad de penetración, exactitud de distancias verticales y horizontales, resolución axial y lateral y umbral de sensibilidad de alto y bajo contraste

se comparan con las tolerancias especificadas en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico<sup>1</sup>.

### RESULTADOS

El 75%, 68%, 64%, 75% y 68% de los transductores estudiados en 2017, 2018, 2019, 2020 y 2021 están dentro de tolerancias en todas las pruebas, respectivamente. Las pruebas que más frecuentemente dan resultados incorrectos son: uniformidad (41% de los

casos), umbral de sensibilidad de alto y bajo contraste (28%), exactitud de la distancia vertical (22%), resolución espacial lateral (6%) y profundidad de penetración (3%).

La figura 2 muestra la pérdida de uniformidad de la imagen ecográfica de dos equipos de ultrasonidos con sonda lineal.

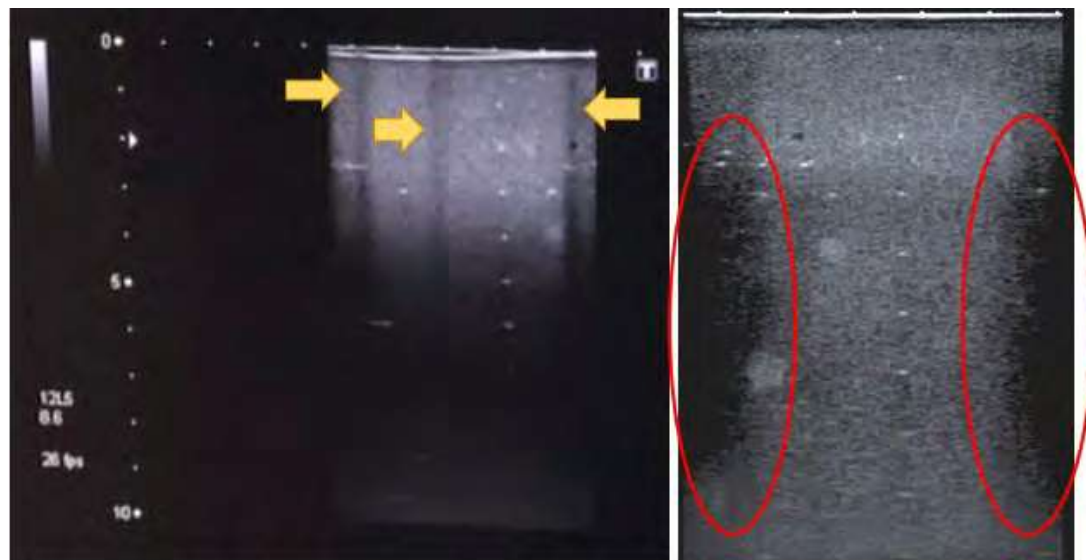


Figura 2: Pérdida de uniformidad de la imagen ecográfica. Se observan rayas verticales debido a cristales dañados del transductor (izquierda) y zonas inhomogéneas o con diferente nivel de gris para una misma profundidad (derecha).

#### DISCUSIÓN

La prueba que más frecuentemente da resultados incorrectos es la uniformidad de la imagen, debido normalmente a daños en los cristales del transductor. La medida de la exactitud de la distancia vertical está influenciada por la presión que ejerce el profesional sobre el maniquí por lo que no todos los resultados incorrectos se deben a deficiencias del equipo.

#### CONCLUSIÓN

El control de calidad de los equipos ecográficos es fundamental para detectar con antelación pérdidas graduales en sus características técnicas que pasan desapercibidas y garantizar una calidad de imagen clínica aceptable en el tiempo.

#### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SEFM/SEPR, PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO, 2011; ANEXO II: 267-274.
- <sup>2</sup> M. ALONSO ET AL., CONTROL DE CALIDAD DE ECÓGRAFOS, RADIOLOGÍA 2005; 47(2): 73-7.
- <sup>3</sup> T. MONSERRAT ET AL., IMPLEMENTACIÓN Y PUESTA EN MARCHA DE UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD EN ECOGRAFÍA. UN TRABAJO MULTIDISCIPLINAR., RED. FIS. MED; 14(1): 29-38.

## FIABILIDAD DE LA CUANTIFICACION EN RM 4D

Marcos Carrión, A. (1); Roselló i Ferrando, J. (1); CHOVER DIAZ, B. (1); Brualla González, L. (1)  
(1) Grupo Biomédico Ascires

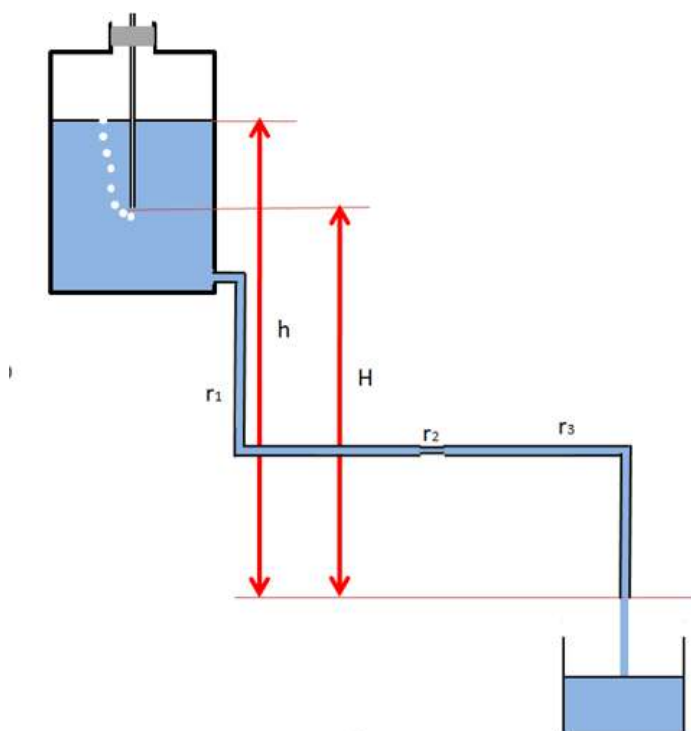
PALABRAS CLAVE: RMN, FLUJO, 4D, MARIOTTE

#### INTRODUCCIÓN

Mediante la resonancia magnética de flujo 4D podemos cuantificar la dinámica de flujo sanguíneo, al objeto de poder evaluar cardiopatías congénitas adultas y su correlación con el módulo de rigidez arterial. En este trabajo se trata de comprobar que los parámetros de flujo que nos da la RMN corresponden con los reales.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para conseguir un flujo constante y un perfil de velocidades controlado conocidos, se utiliza un frasco de Mariotte. En esta experiencia el agua circula por efecto de la gravedad a través de tubos de distintos diámetros para conseguir diferentes velocidades que se calculan a partir de  $H$  (ver Figura).



Esta configuración se dispone en el interior de la RMN. Debido a la viscosidad del fluido existe un perfil de velocidades en la sección transversal dependiendo del tipo de régimen. El número de Reynolds, dependiente de la velocidad, la geometría y las propiedades del fluido, permite determinar si el régimen es laminar o turbulento. En este estudio se han elegido los diámetros de forma que ambos regímenes puedan estar presentes ( $8 \cdot 10^{-3}$  m y  $5 \cdot 10^{-3}$  m).

La velocidad media en cada tramo se determina a partir del caudal y de la superficie de la sección. La velocidad máxima es el doble de ésta si el régimen es laminar.

Para el cálculo del caudal según la altura, se determina la función de ajuste registrando los tiempos de vaciado en función de la diferencia de alturas empleadas. Conocido el volumen de líquido puede determinarse el caudal. La representación gráfica del mismo en función de la altura nos da la función que los relaciona.

El experimento se ha realizado en tres RMN de diferentes marcas comerciales. En cada una de las cuales se han realizado estudios 4D.

## RESULTADOS

La función de ajuste obtenida que nos proporciona el caudal en  $\text{m}^3/\text{s}$ , en función de la diferencia de alturas ( $H$ ) es:

$$Q = 1.2885 \cdot 10^{-5} \cdot H + 8.2964 \cdot 10^{-8}$$

Los resultados obtenidos para la RMN de una de las casas comerciales se muestran en la Tabla.

|                 | Tramo 1                                          |                 | Tramo 2       |                 | Vmax tr 1<br>Régimen laminar   |                 | Vmax tr2<br>Régimen turbulento |                 |
|-----------------|--------------------------------------------------|-----------------|---------------|-----------------|--------------------------------|-----------------|--------------------------------|-----------------|
|                 | RM                                               | Mariotte        | RM            | Mariotte        | RM                             | Mariotte        | RM                             | Mariotte        |
| Marca comercial | Flujo ( $\text{m}^3/\text{s}$ ) $\times 10^{-5}$ |                 |               |                 | Velocidad pico( $\text{m/s}$ ) |                 |                                |                 |
| 1               | 1.0 $\pm$ 0.10                                   | 1,01 $\pm$ 0,05 | 9.8 $\pm$ 0.1 | 1,01 $\pm$ 0,05 | 0.40 $\pm$ 0.05                | 0.30 $\pm$ 0.05 | 0.51 $\pm$ 0.05                | 0.55 $\pm$ 0.10 |



## DISCUSIÓN

En la RMN de la Tabla el valor de flujo obtenido a partir de la imagen es coincidente dentro de tolerancias con el experimental. Si consideramos que en el tramo fino del tubo tenemos un régimen turbulento donde la velocidad pico es algo mayor en la resonancia que la experimental, tenemos que los resultados son coincidentes dentro de tolerancias y hay que tener presente el error debido al tamaño de píxel. En el tramo grueso del tubo, en el que se supone que el régimen va a ser laminar, observamos una discrepancia, que puede ser atribuida a que en el centro del tubo el régimen sí puede ser turbulento.

## CONCLUSIONES

Se ha diseñado un sistema sencillo y reproducible que permite obtener flujos y velocidades de líquidos conocidos en una RM. A partir de estos datos puede valorarse la fiabilidad de los sistemas considerados y se tiene un punto de partida para la selección de nuevas secuencias a aplicar en estudios 4D.

# ÁREA TEMÁTICA: LEGISLACIÓN Y ASPECTOS SOCIALES

## REGULARIZACIÓN DE LA PROFESIÓN DE FÍSICA MÉDICA EN GUATEMALA

Hernandez, E. (1); Ixquiac, M. (2); Contreras, R. (1)

(1) Universidad de San Carlos de Guatemala, (2) Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas

**PALABRAS CLAVE:** FÍSICA MÉDICA, RADIOONCOLOGÍA, RADIOLOGÍA, MEDICINA NUCLEAR, RADIOPROTECCIÓN

El 16 de agosto de 2016, la Junta Directiva del Colegio de Ingenieros de Guatemala, en sesión ordinaria, aprueba la creación de la Comisión de Física Médica, con el fin de promover, vigilar y defender el ejercicio digno de la física médica en Guatemala. Este trabajo presenta las razones y fundamentos jurídicos por los cuales se creó la Comisión dentro del Colegio de Ingenieros de Guatemala, los avances que ha tenido la comisión durante estos años, el requisito de estar registrado como físico médico, así como su participación en proyectos. futuros a corto, mediano y largo plazo, para la promoción de la física médica en Guatemala.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> E. HERNANDEZ ET AL., "MEDICAL PHYSICS IN GUATEMALA (HISTORICAL REVIEW)", IN PROC. OF THE IRPA 2013, GLASGOW, SCOTLAND, 2013. RETRIEVED FROM: [HTTP://WWW.IRPA.NET/MEMBERS/P03.65.PDF](http://www.irpa.net/members/P03.65.PDF).
- <sup>2</sup> ERICK HERNÁNDEZ, ET AL, THE CREATION OF THE NATIONAL COMMITTEE OF MEDICAL PHYSICS IN GUATEMALA, CENTRAL AMERICA, RAD CONFERENCE PROCEEDINGS, VOL 2, PP. 308-309, 2017, MONTENEGRO 2017. [WWW.RAD-PROCEEDINGS.ORG](http://WWW.RAD-PROCEEDINGS.ORG)
- <sup>3</sup> ASOCIACIÓN LATINOAMERICANA DE FÍSICA MÉDICA ALFIM, ESTATUTOS, 2021.
- <sup>4</sup> DIRECCIÓN GENERAL DE ENERGÍA. (14/02/2001). NO. 55- 2001 REGLAMENTO DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LA LEY PARA EL CONTROL, USO Y APLICACIÓN DE RADIOISÓTOPOS Y RADIACIONES IONIZANTES.
- <sup>5</sup> INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (2018), RADIATION PROTECTION AND SAFETY IN MEDICAL USES OF IONIZING RADIATION, PATROCINADO POR IAEA, ILO, PAHO, WHO.
- <sup>6</sup> IAEA (2010), INFORMES SOBRE SALUD HUMANA DEL OIEA N° 1
- <sup>7</sup> GOBIERNO DE GUATEMALA. (10/01/1986). 11-86 DECRETO LEY.
- <sup>8</sup> ASAMBLEA NACIONAL CONSTITUYENTE. (17/11/1993). CONSTITUCIÓN POLÍTICA DE LA REPÚBLICA DE GUATEMALA.
- <sup>9</sup> CONGRESO DE LA REPÚBLICA DE GUATEMALA DECRETO NÚMERO 72- 2001, LEY DE COLEGIACIÓN PROFESIONAL OBLIGATORIA 10 COLEGIO DE INGENIEROS DE GUATEMALA, ESTATUTOS DEL COLEGIO DE INGENIEROS DE GUATEMALA 11 ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA (2017), PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y SEGURIDAD DE LAS FUENTES DE RADIACIÓN.



## ÁREA TEMÁTICA: EDUCACIÓN Y FORMACIÓN

### CAPACITACIÓN VIRTUAL PARA DOCENTES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y TECNOLOGÍA NUCLEAR. COLABORACIONES ENTRE EL OIEA Y CIEMAT

Llorente Herranz, C. (1); De Diego, L. (1); Cristobal, A. (2)

(1) Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas - CIEMAT, (2) International Atomic Energy Agency

**PALABRAS CLAVE:** "TRAIN THE TRAINERS"; "FORMACIÓN DE FORMADORES"; "E-LEARNING"; "PROTECCIÓN RADIOLÓGICA"; "TECNOLOGÍA NUCLEAR"; "OIEA"; "CIEMAT"

El desarrollo de competencia en seguridad y protección radiológica mediante educación y capacitación (E&C), es un prerrequisito para alcanzar la seguridad radiológica en un país. Uno de los componentes más importantes de un sistema nacional de E&C sostenible, es el adiestramiento de profesionales en el diseño, gestión y evaluación de programas de formación en protección radiológica y tecnología nuclear, para que dispongan de las herramientas y los conocimientos tecnológicos necesarios para evaluar las principales necesidades de capacitación en el área.

El Ciemat ha integrado las acciones de Train the Trainers (TTT) en sus actividades estándar de E&C, en su mayoría de forma informal, tales como reuniones con los profesores al inicio de una nueva actividad de E&C; elaboración de guías de formación para tutores; o elaboración de plantillas para las conferencias. Sin embargo, en los últimos años se han realizado algunas acciones de manera formal, la mayoría de ellas en el contexto de colaboraciones con el OIEA.

Por otro lado, cabe destacar, que la formación digital, ha ido adquiriendo un papel protagonista en nuestra sociedad en los últimos años, reforzándose aún más durante la pandemia de la COVID19. Este hecho ha marcado la necesidad de capacitar a los docentes y agentes de formación en el uso de las tecnologías que rodean al elearning desde todas las perspectivas.

En esta comunicación se describirán brevemente las últimas acciones llevadas a cabo por CIEMAT a propuesta del OIEA sobre capacitación virtual en el ámbito de la protección radiológica y tecnología nuclear.

#### REFERENCIAS

<sup>1</sup> C. LLORENTE, CIEMAT. INFORME DGC/UF-12/22. INCREMENTO DEL USO DE LAS TECNOLOGÍAS E-LEARNING EN LOS CURSOS EXISTENTES DE FORMACIÓN Y ENTRENAMIENTO EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. IAEA FELLOWSHIP. Ms XIMENA CARLA MARTÍNEZ. EVT2200234-0001-ARG -PROYECTO ARG9018

<sup>2</sup> C. LLORENTE, CIEMAT. INFORME: DGC/UF-19/21. CAPACITACIÓN VIRTUAL PARA DOCENTES-PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y MATERIAS AFINES.

<sup>3</sup> L. DE DIEGO, CIEMAT. TC EXPERT MISSION OF AN INSTRUCTIONAL DESIGNER TO ADVISE ON THE PRODUCTION OF E-LEARNING FILES. IAEA PROJECT ARG9015 STRENGTHENING NATIONAL INFRASTRUCTURE FOR RADIATION SAFETY AND SECURITY.

<sup>4</sup> C. LLORENTE, CIEMAT. INFORME: DGC/UF-31/17. ESTABLISHMENT OF AN E-LEARNING SYSTEM FOR TRAINING IN RADIATION PROTECTION. IAEA FELLOWSHIP. Mr PAULIUS

RUZELE (LIT/16014)

### HERRAMIENTA PARA LA AUTOMATIZACIÓN DE LA BÚSQUEDA DE RECURSOS BIBLIOGRÁFICOS MEDIANTE WEBSCRAPPING

Honorato Hernández, S. (1); Castro Tejero, P. (1); Simón de Blas, R. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Hernández González, D. (1); Roch González, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Princesa

**PALABRAS CLAVE:** BÚSQUEDA BIBLIOGRÁFICA, WEBSCRAPPING

#### INTRODUCCIÓN

La rápida y constante evolución de la radioterapia en los últimos años hace especialmente relevante para el profesional el hecho de mantenerse constantemente actualizado con el fin de estar al tanto de las últimas técnicas e innovaciones, no obstante,



en ocasiones recopilar toda la información y publicaciones sobre un tema en particular puede resultar una tarea tediosa que consume una gran cantidad de tiempo.

Recientemente la programación informática ha experimentado un gran auge en la sociedad en general y en la rama sanitaria en particular, permitiendo automatizar muchas de las labores rutinarias ahorrando tiempo a los profesionales.

En este trabajo se presenta una herramienta que permite realizar búsquedas de artículos científicos de una manera eficiente mediante un script de programación.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El script se ha desarrollado usando las librerías requests y BeautifulSoup4 en Python 3.9.13, lo cual permite realizar un webscrapping analizando el código fuente HTML de la página web deseada.

Las páginas web utilizadas para la búsqueda de artículos han sido dos páginas web de referencia en artículos académicos en el entorno sanitario como son <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/> y <https://scholar.google.es/schhp?hl=es>.

El script realiza un filtrado por año y palabras clave, devolviendo el título de los mismos y permitiendo guardar el resultado de la búsqueda en un archivo en formato .csv o acceder directamente a la lectura del abstract de uno de los artículos (figuras 1 y 2).

```
Los artículos desde 2023 hasta 2023 son:  
Optimizing the Patient Positioning Workflow of Patients with Pelvis, Limb, and Chest/Spine Tumors at an Ion-Beam Gantry based on Optical Surface Guidance. - id:36624871  
Surface-guided DIBH radiotherapy for left breast cancer: impact of different thresholds on intrafractional motion monitoring and DIBH stability. - id:36229656  
Prerequisites for the clinical implementation of a markerless SGRT-only workflow for the treatment of breast cancer patients. - id:35788694  
El número de artículos encontrados es 3  
No ha habido errores en la búsqueda  
¿Qué desea hacer?  
Si desea reiniciar la búsqueda pulse la tecla r  
Si desea guardar los datos en un csv pulse la tecla g  
Si desea ver un abstract de alguno de los artículos anteriores pulse la tecla a  
Si desea salir pulse la tecla e
```

FIGURA 1. Interfaz gráfica de la herramienta

```
Optimizing the Patient Positioning Workflow of Patients with Pelvis, Limb, and Chest/Spine Tumors at an Ion-Beam Gantry based on Optical Surface Guidance  
  
Autores: ['Abdallah Qubala', 'Andrea Schwahofer', 'Stefan Jersemann', 'Saleh Eskandarian', 'Sami Harrabi', 'Patrick Naumann', 'Marcus Winter', 'Malte Ellerbrock', 'Jehad Shafee', 'Samira Abtehi', 'Klaus Herfarth', 'Jürgen Debus', 'Oliver Jäkel']  
  
Abstract  
  
Purpose:  
  
Surface-guided radiation therapy (SGRT) has been investigated intensively to ensure correct patient positioning during a radiation therapy course. Although the implementation is well defined for photon-beam facilities, only a few analyses have been published for ion-beam therapy centers. To investigate the accuracy, reliability, and efficiency of SGRT, there were 32 patients, divided into 3 cohorts: pelvis, limb, and chest/spine tumors and treated with ion-beams. Two patient positioning workflows based on 300 fractions were compared: workflow with skin marks and workflow with SGRT. Position verification was followed by planar kilo voltage imaging. After image matching, 6 degrees of freedom corrections were recorded to assess interfraction positioning errors. In addition, the time required for patient positioning, image matching, and the number of repeated kilo voltage imaging also were gathered.  
  
Results:  
  
SGRT decreased the translational magnitude shifts significantly ( $P < .05$ ) by  $0.5 \pm 1.4$  mm for pelvis and  $1.9 \pm 0.5$  mm for limb, whereas for chest/spine, it increased by  $0.7 \pm 0.3$  mm. Rotational corrections were predominantly lower with SGRT for all cohorts with significant differences in pitch for pelvis ( $P = .002$ ) and chest/spine ( $P = .009$ ). The patient positioning time decreased by 18%, 9%, and 15% for pelvis, limb, and chest/spine, respectively, compared with skin marks. By using SGRT, 53% of all studied patients had faster positioning time, and 87.5% had faster matching time. Repositioning and consequent reimagining decreased from about 7% to 2% with a statistically significant difference of .042.  
  
Conclusions:  
  
The quality of patient positioning before ion-beam treatments has been optimized by using SGRT without additional imaging dose. SGRT clearly reduced inefficiencies in the patient positioning workflow.
```

FIGURA 2. Visualización de un abstract mediante la herramienta.

## RESULTADOS

Esta herramienta automatiza la búsqueda de artículos en la web sin apenas consumo de tiempo por parte del usuario.

## DISCUSIÓN

La potencia del script puede ser mucho mayor extendiendo el código de manera clónica para incluir todas las webs que se desee, no obstante la solidez de la herramienta está a merced de cambios en el diseño de las webs, por lo que se deberá estar al tanto de cualquier cambio en las mismas para realizar la actualización pertinente del código.





## CONCLUSIONES

La herramienta desarrollada facilita la actualización del profesional sobre temas de su interés, hace de la búsqueda de bibliografía para la realización de artículos una tarea más amena y permite, si se desea, realizar un análisis estadístico por años sobre la popularidad de ciertos temas.

# FORMACIÓN DE ENRESA SOBRE CONTROL Y RECUPERACIÓN DE FUENTES RADIATIVAS HUÉRFANAS DE ACUERDO CON EL REAL DECRETO 451/2020

Fernandez Sanchez, V. M. (1); Cuevas Cortiguera, P. (1); Alcaide Trenas, E. (1)

(1) Enresa-Madrid

PALABRAS CLAVE: PROTOCOLO, FORMACIÓN, MATERIALES METÁLICOS, RD45/2020, ENRESA, RECUPERACIÓN FUENTES HUÉRFANAS

## INTRODUCCIÓN

A consecuencia del incidente de Acerinox en el año 1998 en el que se fundió una fuente de Cs-137, el 2 de noviembre de 1999 se firmó el Protocolo de colaboración sobre la vigilancia radiológica de los materiales metálicos, que tiene como objeto realizar la vigilancia de los materiales metálicos y de los productos resultantes, con el fin de detectar la posible presencia de materiales radiactivos y evitar el riesgo de su dispersión y consiguiente irradiación o contaminación de personas, bienes y medio ambiente. Dicho Protocolo fue firmado por CSN, Ministerio de Industria, ENRESA, UNESID, FER, FEAIF y los sindicatos.

En dicho Protocolo Enresa asumió, entre otros, los siguientes compromisos:

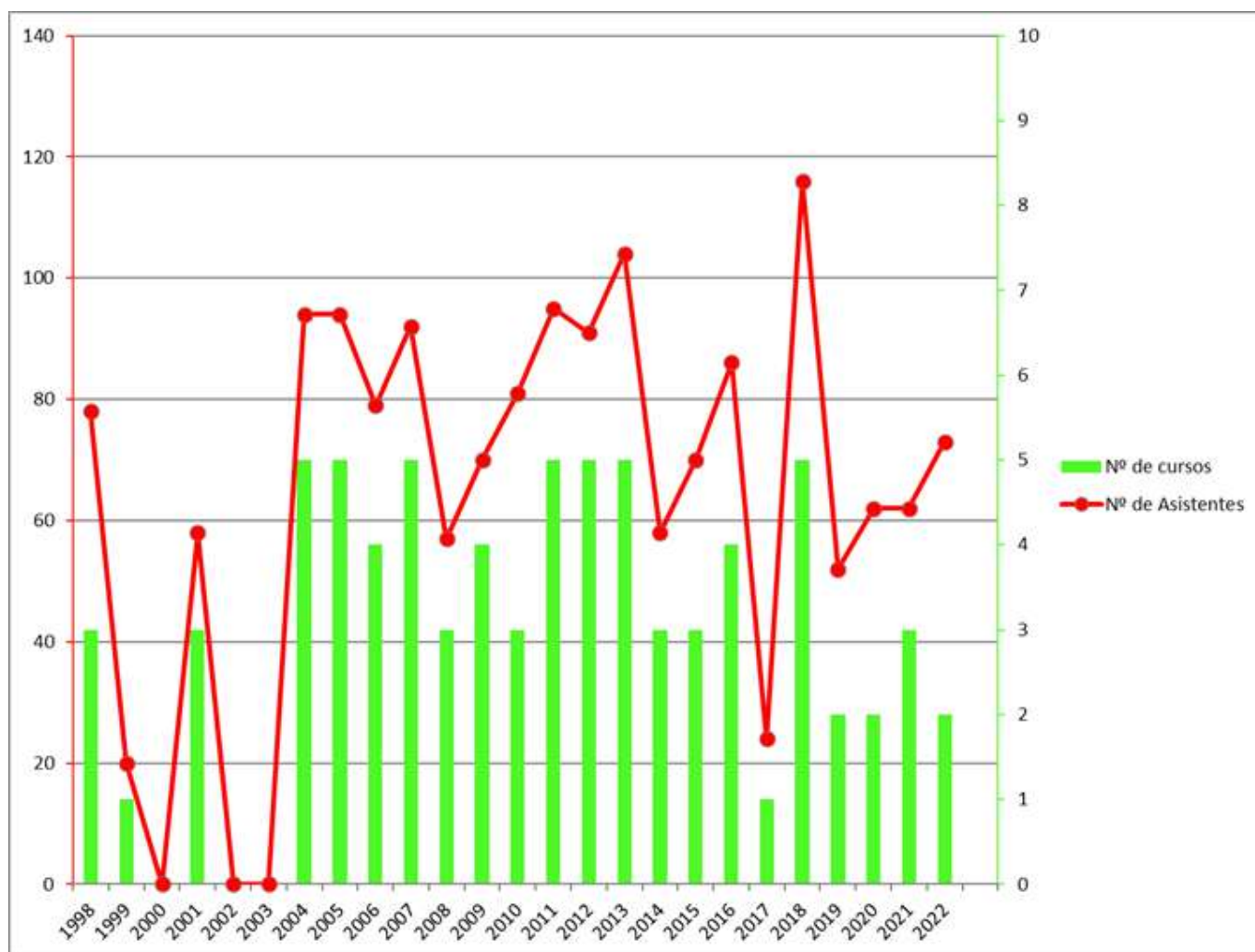
1. Colaborar en los planes de formación de los técnicos que deban actuar en caso de detección de material radiactivo.
2. Colaborar en las campañas de formación y divulgación de la protección radiológica entre el personal de las empresas del sector de la recuperación y la fundición de metales.

## RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Tras la aprobación del Real Decreto (RD) 451/2020, se establece la obligatoriedad de impartir formación a trabajadores potencialmente expuestos a fuentes huérfanas por parte del titular de la instalación, pudiendo ser esta formación contratada a UTPRs autorizadas por el CSN para esta actividad y que son de índole privada. En esta dirección, Enresa impartió su última formación en este aspecto en octubre de 2022.

A lo largo de los 24 años que Enresa ha impartido esta formación se han formado 1616 alumnos en un total de 76 cursos de diferentes tipos (Curso básico sobre radiactividad y medida de la radiación, Curso avanzado de Identificación y cuantificación de material radiactivo y Curso de actualización en Córdoba) con un total de 24243 horas lectivas.

Además de esta formación, Enresa participa activamente en la formación de diferentes Fuerzas y Cuerpos de Seguridad del Estado (como son la UME, TEDAX, NRBQ, Guardia Civil), así como con la Agencia Tributaria colaborando con el Protocolo Megaport.



## REFERENCIAS

<sup>1</sup> REAL DECRETO 451/2020, DE 10 DE MARZO, SOBRE CONTROL Y RECUPERACIÓN DE LAS FUENTES RADIATIVAS HUÉRFANAS.

<sup>2</sup> PROTOCOLO DE COLABORACIÓN SOBRE LA VIGILANCIA RADIOLÓGICA DE LOS MATERIALES METÁLICOS (02/11/1999)

# PROYECTO DE INVESTIGACIÓN DE BACHILLERATO: CONSTRUCCIÓN Y CALIBRACIÓN DE UN MONITOR DE RADIACIÓN. REALIZACIÓN DE MEDIDAS EN DISTINTOS ENTORNOS

Camp Brunes, A. (1); Roig Costa, M. (1); Mota Pérez, L. (1); Vaquero Toribio, M. (2)

(1) Instituto de Técnicas Energéticas–Universidad Politécnica de Catalunya, (2) Colegio Sagrada Familia

PALABRAS CLAVE: GEIGER-MÜLLER, DETECTORES, EDUCACIÓN, FORMACIÓN, RADIACIÓN AMBIENTAL

## INTRODUCCIÓN

Los tubos Geiger-Müller son los detectores de radiación más extendidos gracias a la simplicidad de su construcción y a su poca sensibilidad a pequeñas variaciones de voltaje. Actualmente es relativamente sencillo localizar información para construir monitores de radiación con componentes de bajo coste sin ser necesarios grandes conocimientos de electrónica.

En este trabajo se presenta el proyecto de investigación de un estudiante de Bachillerato que ha construido su propio detector a partir de materiales adquiridos vía internet. El objetivo del trabajo no sólo es comprobar la capacidad de detectar radiación



del dispositivo, sino analizar la coherencia de las lecturas realizadas en distintos entornos radiactivos. Asimismo, también se pretende observar como la difusión de conocimiento sobre radiación ambiental puede influir en la opinión del público general.

## MATERIAL Y MÉTODOS

La base del monitor es un tubo Geiger-Müller modelo SBM-20 conectado a una placa Arduino Nano para el análisis y procesamiento de la señal (ver figura). El coste total es de 70 € aproximadamente.

Una vez comprobado su funcionamiento, el dispositivo se calibró en el Laboratorio de Calibración y Dosimetría de la Universitat Politècnica de Catalunya en la calidad de radiación gamma S-Cs para valores de  $\Phi^*(10)$  entre 2  $\mu\text{Sv/h}$  y 50  $\mu\text{Sv/h}$ .

Se realizaron medidas de radiación ambiental en entornos diversos. En Barcelona, para disponer de un valor de fondo de referencia, en Zafara de Sayago (Zamora), dentro de casas y en los alrededores de unas antiguas minas de wolframio, y en la zona de Palomares (Almería), en áreas cercanas al perímetro de seguridad. También se realizaron medidas con objetos radiactivos exentos, para uno de los cuales sí se conocía la tasa de dosis equivalente ambiental emitida.



## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La calibración del monitor de radiación fabricado mostró una buena linealidad de la respuesta en función de la tasa de dosis en el rango calibrado.

Las medidas de radiación ambiental no proporcionaron diferencias notables entre las distintas ubicaciones, si bien las lecturas de Zafara de Sayago en interiores de casas mostraron fondos más altos y diferencias entre casas con distinta tipología de suelo (piedra/terrazo) atribuibles al efecto del gas radón.

Finalizado el trabajo, los resultados se han compartido con público general conocedores de los distintos entornos con el objetivo de analizar sus impresiones después de haber puesto a su alcance información más concisa sobre los conceptos básicos de la radiación ambiental.

## CONCLUSIONES

El monitor de radiación construido para el proyecto funciona correctamente y con una buena respuesta para las medidas experimentales realizadas.

En el trabajo se ha puesto de manifiesto la facilidad con la que pueden obtenerse dispositivos que, habitualmente, no se acompañan de la información necesaria para interpretar los resultados que proporcionan. Una vez más, se pone de relevancia la importancia de una buena difusión del conocimiento científico entre el público general. En este sentido, el análisis del impacto del trabajo en el entorno conocido del estudiante completará el Proyecto de Bachillerato defendido en octubre de 2022.



## FUNCIONES DEL TSID EN EL SERVICIO DE DOSIMETRIA PERSONAL DEL CND

Jimenez Garcia, A. (1); Uccello, O. (1); Soriano, A. (1); Pujades, M. C. (1)

(1) Centro Nacional De Dosimetría

PALABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA PERSONAL EXTERNA, TERMOLUMINISCENCIA

### INTRODUCCIÓN

El buen funcionamiento de un servicio de dosimetría personal externa (SDPE) requiere de personal que tenga conocimientos en dosimetría y en el manejo del sistema dosimétrico. Este trabajo muestra las funciones que un Técnico Superior en Imagen para el Diagnóstico (TSID) puede desempeñar en este contexto.

### MATERIAL Y MÉTODOS

En los últimos años se ha incorporado la figura del TSID en el SDPE del Centro Nacional de Dosimetría (CND), con las siguientes funciones supervisadas por personal Radiofísico: la lectura de dosímetros, preparación y asignación de dosímetros para su envío, modificaciones de dosis, atención de las solicitudes de datos dosimétricos e irradiación de dosímetros de control, calibrado, etc.

El SDPE del CND cuenta con 4 tipos de dosímetros: solapa, muñeca, anillo y cristalino. Y con 6 lectores Harshaw 8800 (ThermoFisher Scientific), hornos, dos empaquetadoras automáticas diseñadas para el dosímetro de solapa del CND y un completo sistema de gestión dosimétrica propio.

Los TSID pasan por un proceso de formación para adquirir las competencias necesarias en estos equipos.

### RESULTADOS

Actualmente, los TSID están a cargo de:

- Lectura de dosímetros: cargar y descargar los dosímetros de los lectores tanto los de solapa, muñeca, anillo y cristalino.
- Preparación y asignación de dosímetros: puesta en marcha de las empaquetadoras seguimiento y asistencia en caso de incidencias durante del proceso del empaquetado.
- Modificación de dosis: comprobar que los datos indicados en el Formulario de Modificación son correctos y contactar con el responsable de protección radiológica ante datos incorrectos o que precisen aclaración. Realización de las modificaciones de dosis en la base datos.
- Irradiación de dosímetros en fuente plana de Uranio-238.
- Atención de las solicitudes de datos dosimétricos: enviar a los responsables de protección radiológica la información dosimétrica solicitada, como por ejemplo: historiales dosimétricos, informes mensuales, etc...

### DISCUSIÓN

La formación de base del TSID lo convierte en una figura profesionalmente cualificado para desempeñar labores en un SDPE, sin embargo, es necesaria una formación específica dada la singularidad de algunas funciones en el centro.

### CONCLUSIONES

Desde junio de 2021 el CND ha incorporado de manera satisfactoria al TSID en el funcionamiento del servicio de dosimetría personal externa.



## HUMANIZACIÓN Y OPTIMIZACIÓN EN EL ENTRENAMIENTO DEL PACIENTE ANTES DE UNA PRUEBA TC4D Y DIBH

Botella Faus, P. (1); Adaimi Hernández, P. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Alonso Delgado, I. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Pozo Rodríguez, G. (1); Martín García, D. (1); Gaitán Simón, Á. (1); Manzano Rodríguez, M. (1); Brazales San Martín, R. (1); Trápaga Porrero, V. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Ferrando Sanchez, A. (1); Cabello Murillo, E. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

**PALABRAS CLAVE:** VIDEO, ENTRENAMIENTO, DIBH, TC4D

El TC4D proporciona un control en aquellas lesiones que se desplazan a causa de movimientos respiratorios ya que permite tener el conocimiento del movimiento de la lesión con la respiración, ayudando a reducir los volúmenes de tratamiento.

Otra técnica que se utiliza para controlar los movimientos del paciente a la hora de la simulación y del tratamiento es el DIBH, que consiste en realizar una inspiración profunda y mantenerla para ampliar la distancia existente entre los órganos de riesgo y volumen a tratar.

En ambos casos se necesita una buena técnica para obtener resultados favorables, el paciente debe controlar la respiración, de forma que sea lo más constante posible y así beneficie a la adquisición de las imágenes. Es necesaria la colaboración del paciente, ya que la falta de información antes del procedimiento y la coordinación de la respiración complican el proceso. Con frecuencia, esto obliga al paciente a repetir el examen, quedando más agotado y ansioso, a veces incluso imposibilitando la finalización del procedimiento.

La humanización trata de personalizar la atención, tratando de satisfacer las necesidades del paciente. El objetivo de este estudio es presentar la información proporcionada a los pacientes que se van a someter a un estudio de TC 4D o a un estudio de DIBH, en forma de video para realizar un entrenamiento de la respiración y evitar los nervios y falta de información que predomina en estos casos.

En un Servicio de Oncología Radioterápica se han estudiado los aspectos más relevantes de la información que se necesita para la realización óptima de cada prueba. Se han generado dos videos en un formato de preguntas y respuestas para resolver las inquietudes que el paciente pueda tener acerca de la prueba que se va a realizar y se familiarice con el proceso, empleando un vocabulario sencillo y adaptado al público en general. En el primer video, indicado para pacientes que se van a someter a un estudio de TC4D, se visualiza también un entrenamiento de la respiración, recordando en todo momento que debe ser constante, cómoda y reproducible el día del tratamiento. El segundo video explica detalladamente en qué consiste el estudio de DIBH, entrenando al paciente para lograr realizar una inspiración profunda y mantenerla el tiempo necesario.



A la hora de realizar las pruebas se observa un perfil de paciente más tranquilo y consciente de la prueba que se le va a realizar, consiguiendo en la mayoría de los casos unos resultados más satisfactorios.

Los nervios y la falta de información sobre el procedimiento al que se somete a los pacientes dificultan la realización de las pruebas con resultados óptimos. La elaboración de material informativo ayuda a conocer el proceso al que se va a enfrentar el paciente de antemano, además esta forma de transmitir es independiente a los cambios de personal que puedan suceder.



## COLABORACIÓN INTERLABORATORIO EN BIODOSIMETRÍA CON FINES DE DOSIMETRÍA EN CASOS DE EXPOSICIÓN INTERNA

Rearte, J. (1); Di Giorgio, M. (2); Torres-Espallardo, I. (3); Prado, S. (3); Bello, P. (3); Martí-Bonmatí, L. (3); Campayo, J. M. (3); Villaescusa, J. I. (3); Montoro, A. (3)

(1) Nuclear Regulatory Authority, Buenos Aires, Argentina, (2) Autoridad Regulatoria Argentina, (3) Hospital Universitario y Politécnico La Fe

**PALABRAS CLAVE:** PALABRAS CLAVE: BIODOSIMETRÍA, MEDICINA NUCLEAR, COOPERACIÓN, CONTAMINACIÓN INTERNA

Simultáneamente a esta conferencia Conrad 2023, se realizará una estancia de colaboración de un mes en el Hospital Universitario La Fe entre los laboratorios de biodosimetría de España y Argentina, patrocinada por el OIEA.

Ambos laboratorios tienen experiencia en actividades internacionales de cooperación técnica y fortalecimiento, formando parte de diversas redes internacionales de biodosimetría, como RENEb, REMPAN-BioDoseNet (OMS), RANET (OIEA), LBDNet y REPROLAM.

Aunque la aplicación de la biodosimetría en exposiciones externas ha sido ampliamente demostrada durante años, es necesario profundizar en la investigación y aplicación de las técnicas disponibles en relación con la contaminación interna, escenarios de gran relevancia en caso de emergencias nucleares y/o radiológicas. En este sentido, se aplicarán técnicas biodosimétricas en pacientes de medicina nuclear del Hospital la Fe de Valencia, tratados con diferentes isótopos radiactivos para distintas patologías. Se evaluarán diferentes protocolos de trabajo para analizar la contribución de las herramientas de biodosimetría y biomarcadores para las decisiones de tratamiento en pacientes con Carcinoma Diferenciado de Tiroides bajo tratamiento con radioyodo-131.

Asimismo, el Proyecto de Colaboración entre ambos laboratorios tendrá como objetivos principales: 1) Actualizar los conocimientos técnicos en el campo de la biodosimetría para evaluar su aplicabilidad en el marco de Programas de Protección Radiológica y Sistemas de Respuesta a Emergencias Radiológicas, dirigidos al personal ocupacionalmente expuesto y pacientes bajo protocolos de emergencia radiológica, radioterapia y medicina nuclear; 2) Analizar el uso de radioprotectores y optimizar los ensayos de biodosimetría comparándolos con técnicas convencionales y metodologías de análisis automatizadas; y 3) Desarrollar propuestas para continuar con el mejoramiento de las herramientas biodosimétricas a través del fortalecimiento del trabajo de cooperación entre ambos países.

## ÁREA TEMÁTICA: CULTURA DE SEGURIDAD

### ANÁLISIS DE LA CULTURA DE SEGURIDAD DEL PACIENTE EN RADIODIAGNÓSTICO

Angulo Pain, E. (1); Sasian Cagigas, R. (1); Granado Olmedo, J. M. (1); Sanchez Ramos, A. (1); Iborra Oquendo, M. A. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta del Mar

**PALABRAS CLAVE:** CULTURA DE SEGURIDAD, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, INFORMACIÓN

#### INTRODUCCIÓN

La atención centrada en el paciente y los avances normativos desarrollados en los últimos años han promovido la implicación del paciente en la toma de decisiones sobre pruebas diagnósticas. Por eso es necesario sensibilizar, informar y formar al paciente de forma proactiva para que participe en su seguridad en los procesos que implican el uso de radiaciones ionizantes, de acuerdo con el Real Decreto 601/2019.

El objetivo de este estudio es analizar el grado de conocimientos del público en general (pacientes) sobre las radiaciones ionizantes y en concreto de su uso en radiología, evaluar la percepción del riesgo radiológico en radiodiagnóstico y difundir información básica a cerca de las radiaciones ionizantes y la especialidad de radiofísica hospitalaria.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha elaborado un cuestionario con el fin de evaluar la información recibida por los pacientes, así como los conocimientos previos que pudiesen tener relacionados con las radiaciones ionizantes y la seguridad del proceso radiológico. Las encuestas se diseñan





en formato físico y digital. Tras su realización se aprovecha la ocasión para difundir la información mediante Feedback de algunas preguntas y entrega de folletos informativos a cerca de los RX y sus beneficios y efectos, sobre Protección Radiológica en el ámbito sanitario y a cerca de la Radiofísica Hospitalaria.

- Tríptico IAEA: Rayos X. Lo que debe saber el paciente
- Tríptico SEFM: Radiofísica Hospitalaria
- Díptico U. Radiofísica: ¿Qué hace un físico en un hospital?
- Folleto CSN: El uso de radiaciones en medicina
- Folleto CSN: La protección radiológica en el medio sanitario

Finalmente se han analizado estadísticamente los resultados de las encuestas.

## RESULTADOS

En total, se han realizado 40 encuestas entre acompañantes y pacientes. Tras el análisis, se ha observado un desconocimiento generalizado acerca de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes, especialmente a bajas dosis, así como de la protección radiológica y de la existencia de profesionales encargados de la seguridad de la instalación de equipos de rayos X.

## CONCLUSIÓN

Los resultados obtenidos indican la necesidad de informar y formar al paciente sobre las radiaciones ionizantes en radiodiagnóstico para promover su participación en el proceso radiológico reforzando su seguridad y contribuyendo a una atención sanitaria de calidad.

# REVISIÓN RETROSPECTIVA DE INCIDENTES DE SEGURIDAD. VALORACIÓN DE CBCT, SGRT Y DOSIMETRÍA PORTAL IN VIVO COMO BARRERAS TECNOLÓGICAS

Gómez-Tejedor Alonso, S. (1); Rincón Pérez, M. (1); Penedo Cobos, J. M. (1); Martínez Felipe, A. (1); Morcillo García, A. B. (1); Guzmán Gómez, L. (1); Del Amo Molinero, C. (1); García Castejón, M. Á. (1); Azinovic Gamo, I. (1)  
(1) Hospital Fundación Jiménez Díaz

PALABRAS CLAVE: SEGURIDAD, BCT, SGRT, DOSIMETRÍA IN VIVO, BARRERAS.

## INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

En los últimos años, los tratamientos de radioterapia externa han incorporado avances tecnológicos que suponen una gran mejora en la seguridad al paciente. En nuestro servicio se han implementado, desde 2013 hasta hoy, cronológicamente, IGRT mediante CBCT, dosimetría portal in vivo y SGRT.

Este trabajo analiza retrospectivamente los incidentes de seguridad de nuestro servicio reportados al CISEMAD (Comunicación de Incidentes de Seguridad y Errores de Medicación de la Comunidad de Madrid), en los últimos cinco años, y que capacidad tuvieron o hubieran podido tener estas tecnologías para prevenir, detectar o mitigar estos eventos.

El objetivo de este análisis pretende determinar si estas técnicas son redundantes o bien complementarias desde el punto de vista de la seguridad.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Desde 2017 hasta 2023 se han comunicado 20 incidentes de radioterapia externa. En dos casos el suceso llegó al paciente, llegando a administrarse de forma incorrecta la dosis en alguna sesión, pero pudiendo ser corregidos y mitigados en las sesiones posteriores.

Retrospectivamente se analizó la capacidad de actuar sobre estos incidentes de las siguientes técnicas implementadas:

- Posicionamiento del paciente mediante CBCT, software XVI v. 5.0.6 de Elekta.
- Posicionamiento del paciente mediante SGRT con AlignRT (Vision RT) con monitorización intrafracción.
- Dosimetría portal in vivo de los tratamientos con EPID de silicio amorfo (a-Si), modelo iViewGT™ de Elekta, software SunCheck™.

Se clasificó a los incidentes en seis categorías según su causa:

- Error de inmovilización (inmovilizador incorrecto o en posición errónea).



- Posicionamiento incorrecto del isocentro.
- Fallo de red informática.
- Error en la identificación del paciente.
- Errónea delineación de PTV.
- Otros.

## RESULTADOS

En la tabla1 se muestran los resultados del análisis.

Los incidentes más habituales fueron de posicionamiento de sitio incorrecto y errores de inmovilización del paciente.

Los incidentes clasificados en la categoría de otros incluyen errores de agenda, fallo de elementos mecánicos y flujos de trabajo incorrectos. Aun no siendo detectables por estas técnicas, ninguno de ellos dio lugar a fallos de gravedad.

## DISCUSIÓN

La dosimetría in vivo, al ofrecer los resultados una vez finalizada la sesión de tratamiento, no permitiría evitar pero si corregir o mitigar las consecuencias de un error. Es además la única técnica capaz de detectar fallos en la entrega del tratamiento del acelerador.

En el incidente de fallo en la identificación paciente, potencialmente muy grave, la SGRT es la técnica más sensible.

Los dos incidentes en que el suceso llegó al paciente fueron debidos a un posicionamiento incorrecto del isocentro. Significativamente, en ninguno de ellos se habían realizado ni CBCT, ni SGRT, ni dosimetría in vivo, habiendo podido ser evitados fácilmente.

## CONCLUSIONES

Las tres tecnologías se complementan, no son redundantes, se han producido incidentes detectables sólo por una de ellas.

Tienen un gran impacto en la seguridad de los tratamientos, actuando como barreras y permitiendo la identificación y corrección de errores humanos.

A partir de ahora, se hará un seguimiento de los incidentes reportados y se verá si estas técnicas pueden reducir su frecuencia y repercusión.

---

# RESULTADO DE LA IMPLANTACIÓN DE NUEVAS DEFENSAS EN EL PROGRAMA INFORMÁTICO SEVRRRA DEL PROYECTO MARR

García Marcos, R. (1); Ruiz Galán, G. (1); Ayala Lázaro, R. (1); Megías Ruiz, J. M. (1); Soza Marañón, Á. (1); García Hernández, M. J. (1); Gómez Cores, S. (1)

(1) Hospital Universitario Gregorio Marañón

PALABRAS CLAVE: DISMINUCIÓN RIESGO ALTO DEFENSAS BARRERAS ROBUSTEZ

## INTRODUCCIÓN

El proyecto MARR, nos ofrece un modelo teórico de errores y fallos potenciales, y barreras para el proceso en radioterapia 3D conformada. Su metodología asigna un nivel de riesgo relativo a cada posible error, clasificándolos de manera que permite establecer prioridades según su importancia. Además, se desarrolló una herramienta informática, SEVRRRA, que proporciona un análisis semi-cuantitativo del riesgo. Una de las principales ventajas es que permite que se propongan nuevas defensas.

En este trabajo, presentamos el efecto en el riesgo obtenido tras el análisis del flujo de trabajo en nuestra instalación, al incluir nuevas defensas que tenemos implantadas en nuestro servicio y que no estaban contempladas en el programa SEVRRRA.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El análisis del riesgo y la introducción de nuevas defensas lo hemos realizado mediante el programa informático SEVRRRA.

Para introducir nuevas defensas tenemos que definir las como reductores o barreras y debemos asignarle una ponderación según la escala definida en la guía para la aplicación de matrices de riesgo en radioterapia de la SEFM(1).

Hemos incluido dos defensas nuevas:



- a) MQCheck(2): aplicación desarrollada en el hospital Gregorio Marañón que revisa la integridad de los datos enviados para tratamiento, comparando los datos de los planes en Mosaic (Elekta) y en la aplicación Mobius (Varian) y chequeando diferentes parámetros diariamente con sistemas de alerta mediante correo electrónico.

Esta defensa la hemos introducido como barrera con ponderación Robusta(1).

- b) Base de datos QATrack+(3): en esta aplicación introducimos las intervenciones (Service logs) y los fallos en las distintas unidades de tratamiento (Faults), generando una base de datos en la que se puede consultar el control de calidad y acciones a realizar ante fallos, averías y mantenimientos.

Hemos considerado esta defensa como reductor de consecuencias con robustez Blanda (1).

## RESULTADOS

En la figura 1 se presentan los resultados de la disminución del riesgo al introducir las defensas implementadas.

Ambas defensas han afectado a varios sucesos iniciadores de 3 de las etapas de todo el proceso radioterápico.

## DISCUSIÓN

Las implicaciones de la introducción del MQCheck y de la base de datos han hecho disminuir el riesgo en 5 de los 26 sucesos iniciadores a los que afecta. Cabe destacar que se reduce el riesgo, de alto (RA) a medio (RM), en 2 casos. En particular, se ha disminuido el riesgo de un suceso iniciador que en la referencia aparece con RA. Se corresponde con el suceso iniciador SI.10.50 (Desviación de la alineación de los láseres). Esto supone que el porcentaje total de RA en nuestra instalación disminuye de un 6% a un 4% (Referencia 3%).

## CONCLUSIONES

El objetivo prioritario del proyecto MARR (1) es reducir el número de sucesos iniciadores con RA. Las defensas ya implementadas en el SEVRRRA no eran capaces de bajar el riesgo al SI.10.50. Con el reductor de consecuencia introducido hemos conseguido disminuir ese riesgo. En el total del análisis hemos conseguido reducir en un 2% los riesgos altos obtenidos, afectando también en algunos casos al riesgo asociado a otros sucesos.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> MARR-GUÍA PARA LA APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA DE MATRICES DE RIESGO EN RT DE LA SEFM

<sup>2</sup> RAFAEL AYALA LÁZARO, ROCÍO GARCÍA MARCOS. MQCHECK, PUESTA EN MARCHA DE UN SISTEMA DE CHEQUEO DE PLANES DE TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA EXTERNA CON MOSAIQ Y MOBIUS. 7º CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR, PÁGINA 335

<sup>3</sup> [HTTPS://QATRACKPLUS.COM](https://qatrackplus.com)

# ESTANDARIZACIÓN EN LA NOMENCLATURA: HACIA LA MEJORA DE LA CALIDAD EN PROCESOS RADIOTERÁPICOS

Botella Faus, P. (1); Simón de Blas, R. (2); Roch González, M. (2); Chamorro Serrano, P. (2); Castro Tejero, P. (2); Hernández González, D. (2); García Castañón, P. (2)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre, (2) Hospital Universitario La Princesa

PALABRAS CLAVE: ESTANDARIZACIÓN, NOMENCLATURA, SEGURIDAD, PROTOCOLOS CLÍNICOS

La estandarización en un departamento de Oncología radioterápica no solo es una fuerte herramienta para la explotación de datos del mismo, también mejora de forma notable la calidad del servicio, ya que beneficia tanto en la seguridad como en la optimización y efectividad del proceso.

El objetivo de este estudio es mostrar la estandarización en los procedimientos de un departamento de oncología radioterápica de un Hospital Universitario.

A partir de las directrices de la tarea del Grupo de Trabajo 263 de la AAPM (1) se ha realizado una estandarización tanto de los nombres de las etapas y los planes de tratamiento como de las estructuras objetivo, órganos de riesgo y parámetros de DVH. El esquema para la nomenclatura de las etapas consiste en escribir primero el número de la etapa seguido del grupo de clasificación y del subgrupo o localización. Se ha creado una lista de nombres del curso y está disponible en formato PDF en una carpeta compartida,



para que de ese modo los médicos tengan un acceso directo en su escritorio. En el caso de los planes el esquema consiste en el nombre de la patología seguido del lado de la localización en caso que sea necesario.

Una vez estandarizadas las nomenclaturas de las estructuras objetivo y órganos de riesgo se ha configurado la lista de nombres en eclipse y se ha procedido al uso de las plantillas de objetivos de la nueva versión de Eclipse 16.1, facilitando la comprobación de su cumplimiento de forma muy visual e intuitiva.

Una vez realizado este proceso se ha procedido a la elaboración de protocolos clínicos de las patologías tratadas en el centro de interés. Estos protocolos han requerido de la estrecha colaboración entre físicos médicos y oncólogos radioterápicos ya que incluyen la descripción de cada uno de los pasos del proceso de tratamiento radioterápico: antecedentes y justificación, contorno del volumen, prescripción y límites dosimétricos, modalidades de planificación, control de calidad pretratamiento, administración del tratamiento, control por imagen del tratamiento y seguimiento y evolución clínica.

#### Otorrino ORL

|                                                       |                 |
|-------------------------------------------------------|-----------------|
| Laringe                                               | C1.ORL.laringe  |
| Hipofaringe                                           | C1.ORL.hipofrg  |
| Orofaringe                                            | C1.ORL.orofrg   |
| Nasofaringe o cavum                                   | C1.ORL.nasofrg  |
| cavidad oral/lengua                                   | C1.ORL.oral     |
| Senos paranasales/cavidad nasal                       | C1.ORL.senos    |
| Glandulas salivales, parótida                         | C1.ORL.salival  |
| Metastasis ganglionares cervicales origen desconocido | C1.ORL.desc     |
| Metastasis ganglionares cervicales cutáneo            | C1.ORL.ggcut    |
| Tiroides                                              | C1.ORL.tiroides |
| Oído                                                  | C1.ORL.oído     |
| Labio                                                 | C1.ORL.labio    |

#### Paliativo PAL

|                                |                       |
|--------------------------------|-----------------------|
| Compresión medular             | C1.PAL.comp           |
| Metástasis óseas y vertebrales | C1.PAL.(localización) |
| Síndrome vena cava superior    | C1.PAL.svcs           |
| Holocráneo                     | C1.PAL.holoc          |
| Hemostático                    | C1.PAL.hem_gas        |
|                                | C1.PAL.hem_lung       |
|                                | C1.PAL.hem_recto      |
|                                | C1.PAL.hem_orl        |
| Metástasis cutáneas            | C1.PAL.skn            |
| Disfagia                       | C1.PAL.disfagia       |

Abril 2022



| Metas clínicas             |    |                                  |                      |
|----------------------------|----|----------------------------------|----------------------|
| Plan                       |    |                                  | SBRTProstata         |
| Dosis total                |    |                                  | 40.000 Gy            |
| Resumen de la meta clínica |    |                                  | 3 2 15               |
| CTV1                       | P2 | D 95.0 % > 100.0 %               | 94.60 %              |
| CTV1-Urethra_Prost...      | P2 | D 98.0 % > 95.0 %                | 94.08 %              |
|                            | P2 | D 85.0 % > 40.00 Gy              | 40.54 Gy             |
| PTV1                       | P2 | D 95.0 % > 91.2 %                | 94.42 %              |
|                            | P2 | D 2.0 % < 107.0 %                | 106.14 %             |
|                            | P2 | D 98.0 % > 95.0 %                | 91.53 %              |
| Bladder                    | P1 | V 36.00 Gy < 10.0 %              | 3.24 %               |
|                            | P1 | Dmáx < 42.00 Gy                  | 41.41 Gy             |
|                            | P1 | V 18.10 Gy < 40.0 %              | 8.69 %               |
|                            | P1 | V 37.00 Gy < 5.0 cm <sup>3</sup> | 8.87 cm <sup>3</sup> |
| Femur_Head_L               | P2 | Dmáx < 32.40 Gy                  | 12.31 Gy             |
|                            | P2 | V 14.50 Gy < 5.0 %               | 0.00 %               |
| Femur_Head_R               | P2 | Dmáx < 32.40 Gy                  | 13.06 Gy             |
|                            | P2 | V 14.50 Gy < 5.0 %               | 0.00 %               |
| Rectum                     | P1 | Dmáx < 40.00 Gy                  | 39.43 Gy             |
|                            | P1 | V 29.00 Gy < 20.0 %              | 6.55 %               |
|                            | P1 | V 18.00 Gy < 50.0 %              | 18.62 %              |
|                            | P1 | V 36.00 Gy < 1.0 cm <sup>3</sup> | 1.46 cm <sup>3</sup> |
|                            | P1 | Dmedia < 18.10 Gy                | 10.82 Gy             |
| Sigmoid_Colon              | P1 | V 20.00 Gy < 1.0 %               | 0.00 %               |

La estandarización se ha implantado como un cambio de hábitos en el flujo de trabajo del servicio, sin que suponga por tanto trabajo extra, y de ese modo asegurar la continuidad en la utilización de protocolos a lo largo del tiempo.

Se ha conseguido implantar este proceso de forma que es invariable a los cambios de personal que puedan suceder.

Los protocolos clínicos son una potente herramienta para homogeneizar el proceso de trabajo en el departamento de radioterapia, y para ello es de gran interés conseguir una nomenclatura común en el proceso.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> STANDARDIZING NOMENCLATURES IN RADIATION ONCOLOGY. THE REPORT OF AAPM TASK GROUP 263, JANUARY 2018.



RESÚMENES

# INVESTIGADORES NOVELES







## RADIOTERAPIA BRAQUITERAPIA

## IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL DESPLAZAMIENTO DE CATÉTERES EN BRAQUITERAPIA HDR DE PRÓSTATA

Fernández Leira, C. (1); Pino Sorroche, F. (2); Slocker Escarpa, A. (2); Picón Olmos, C. (2)

(1) Hospital Universitari de Bellvitge, (2) Instituto Catalán de Oncología

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA, HDR, PRÓSTATA, FLEXITRON, DESPLAZAMIENTO

### OBJETIVOS

Analizar la variación en los principales índices dosimétricos en tratamientos de braquiterapia HDR de próstata como consecuencia del desplazamiento de catéteres en el intervalo entre la realización del TAC de planificación y la impartición del tratamiento. Reevaluar el criterio utilizado para la necesidad de recolocación del implante en quirófano.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de una base de datos con un total de 50 sesiones de tratamiento de braquiterapia HDR de próstata impartidas en nuestro centro durante el último año. Cada paciente seguía un mismo circuito de tratamiento, condicionado por una situación de excepcionalidad debida a obras en nuestro Servicio. En primer lugar, los catéteres eran implantados en quirófano en un centro diferente al nuestro, desde el cual era posteriormente trasladado. Tras llegar a nuestro centro, se le realizaba un TAC de planificación mediante un escáner SOMATOM open.Go Pro (Siemens Healthineers), y el tratamiento era planificado sobre dicho TAC mediante Oncentra Prostate (Elekta). Después, el paciente era colocado sobre la mesa de un acelerador de radioterapia externa Halcyon (Varian Medical Systems). Utilizando el sistema de imagen del acelerador, se tomaba una imagen CBCT para evaluar el desplazamiento de los catéteres desde el momento de la realización del TAC, y valorar la necesidad de repetir el mismo o recolocar el implante en quirófano. Si este desplazamiento era inferior a una tolerancia establecida, y sin mover al paciente de la mesa, los catéteres eran conectados a una unidad Flexitron (Elekta), y se procedía a la impartición del tratamiento. Se eligió un subconjunto representativo de 7 tratamientos en los que el volumen de la próstata fuese similar y los desplazamientos de catéteres cubriesen el rango disponible de ellos. En estos casos, la dosimetría planificada sobre el TAC se aplicó sobre la imagen CBCT previa a la sesión. Un oncólogo radioterápico delimitó los volúmenes sobre el CBCT y, después, se realizó la reconstrucción de catéteres y se introdujeron las posiciones activas y tiempos de irradiación tomados de la dosimetría original. Por último, se evaluó la variación en los índices  $D_{90\%}$  y  $V_{100\%}$  en próstata y  $D_{2\%}$  en uretra, utilizados según nuestro protocolo como criterios de calidad para la aprobación de dosimetrías.

### RESULTADOS

Se muestra en la FIGURA 1 las variaciones relativas de los índices  $D_{90\%}$  y  $V_{100\%}$  y  $D_{2\%}$  en la dosimetría calculada sobre el CBCT respecto a la original, frente al desplazamiento de catéteres.

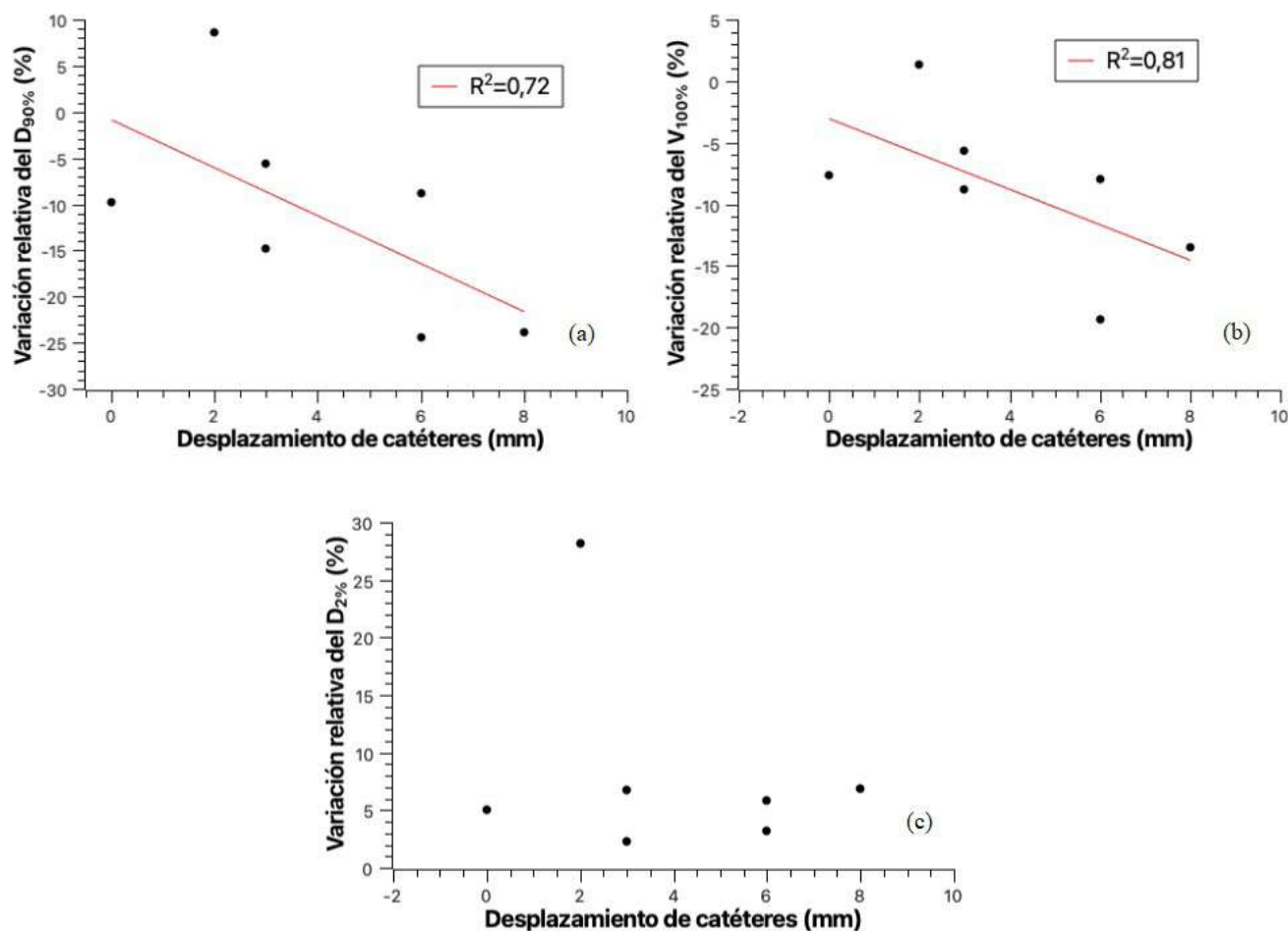


FIGURA 1. Variación con el desplazamiento de (a) el D<sub>90%</sub>; (b) el V<sub>100%</sub>; (c) el D<sub>2%</sub>, en la dosimetría aplicada sobre el CBCT respecto a la original

Se han observado correlaciones lineales entre el desplazamiento de catéteres y la variación de los índices D<sub>90%</sub> y V<sub>100%</sub> en próstata. No se observa correlación alguna en el caso del D<sub>2%</sub> en uretra.

#### CONCLUSIONES

Se propone como criterio de recolocación un desplazamiento de 2 mm, para el cual se observa una reducción en el índice D<sub>90%</sub> de en torno al 5%. No obstante, la alta dispersión de los datos indica la necesidad de ampliar el estudio para alcanzar resultados más concluyentes.

## INVESTIGADORES NOVELES

### COMPARACIÓN DE LOS INDICADORES DE DOSIS EN EXPLORACIONES DE MEDICINA NUCLEAR REALIZADAS CON 18F-FDG PARA DISTINTOS PROTOCOLOS

González Kölmel, E. (1); López Castro, M. Á. (1); Camino Martínez, J. M. (1); Álvarez Llorente, D. (1); Montoya Pastor, A. (1); Otero Martínez, C. (1); Sánchez García, M. (1); Mosquera Sueiro, J. (1); Lobato Busto, R. (1); Luna Vega, V. (1); Pombar Cameán, M. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela



PALABRAS CLAVE: INDICADORES DE DOSIS, 18F-FDG, PET-CT VEREOS, DOMNES

## INTRODUCCIÓN

El RD 601/2019, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas, en su Artículo 6, establece el objetivo de mantener las dosis individuales tan bajas como sea razonablemente posible con motivo de la protección radiológica del paciente.

El objetivo del estudio es analizar los datos de actividades, actividades específicas y/o dosis impartidas a pacientes en el Hospital Clínico Universitario de Santiago (CHUS) para las exploraciones de Medicina Nuclear con 18F-FDG. Se compararán los datos con distintos DRLs (DOMNES, británicos y franceses).

## MATERIAL Y MÉTODO

En el CHUS está implementado el software de registro automático de dosis XEDOSE-DoseWatch de General Electric, al cual está conectado el dispositivo PET/CT Vereos de Philips con el que se han obtenido las imágenes de los pacientes objeto del estudio. El equipo dispone de la acreditación EARL Standard 2 y está sometido a los controles de calidad de acuerdo al estándar NEMA. La administración del radiofármaco 18F-FDG se realiza con un inyector automático Intego de Bayer de acuerdo a las directrices de la EANM. Se han analizado 2742 exploraciones en adultos a lo largo de un año. Las actividades administradas en cada exploración son registradas manualmente por los técnicos del equipo y las dosis efectivas son calculadas en Dosewatch mediante factores de conversión definidos en el ICRP 80. Se compara con:

- **Proyecto DOMNES** que establece valores promedio de actividad administrada y dosis efectiva a nivel nacional y europeo (en el contexto del proyecto DOSEDATAMED, DDM2).
- **DRLs propuestos por el IRSN** (Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire) en Francia, definidos para los valores medios tanto para la adquisición nuclear como para la adquisición CT.
- **DRLs propuestos por el ARSAC** (Administration of Radioactive Substances Advisory Committee) en Reino Unido, definidos para distintos protocolos de adquisición de la parte nuclear y para las adquisiciones CT asociadas.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En primer lugar, el proyecto DOMNES establece en España una actividad promedio administrada de 336 MBq y una dosis efectiva promedio de 6,4 mSv, y en Europa 345 MBq y 6,5 mSv respectivamente. Encontramos que los valores promedios en la institución son en ambos casos muy inferiores: 258 MBq y 4,9 mSv. La comparación con los DRLs británicos se muestra en la TABLA 1, donde se muestra el porcentaje de estudios que superan el DRL. En la FIGURA 1 se muestra la comparación con los DRLs franceses indicando la media en nuestra institución frente al DRL.

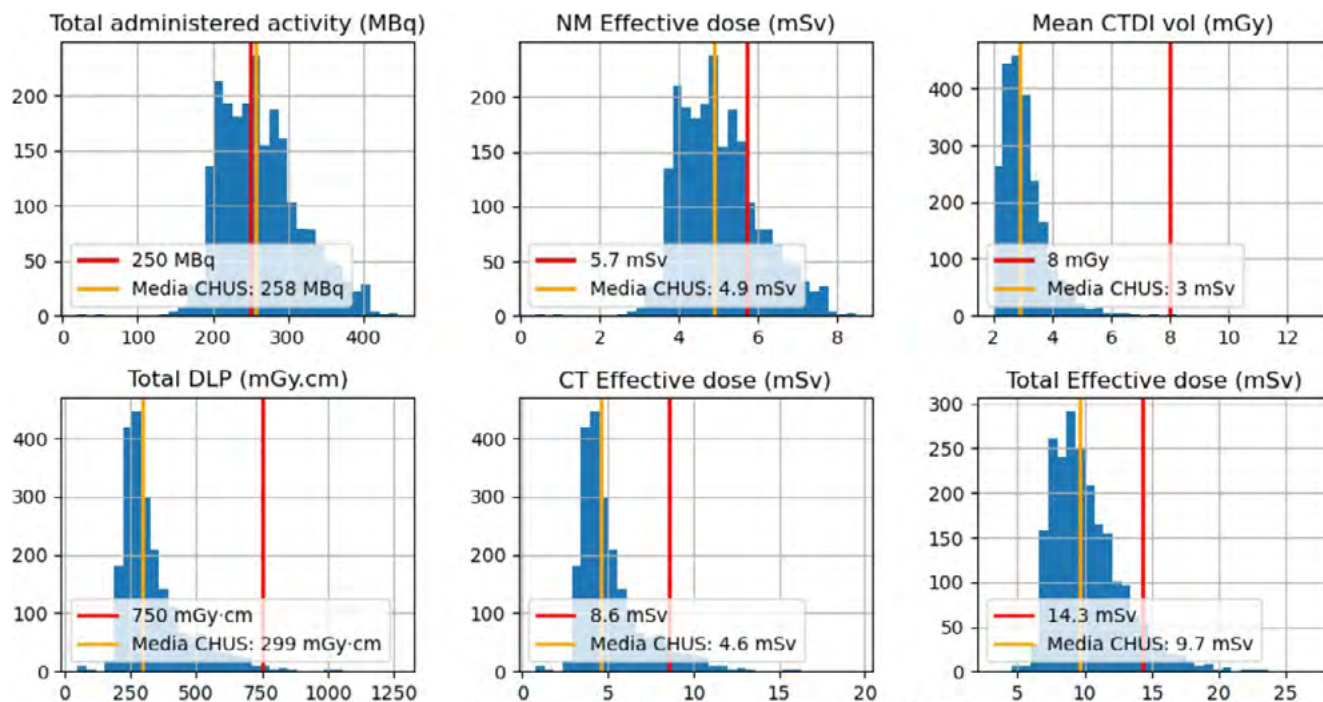
## CONCLUSIONES

Las dosis medias de nuestra institución están por debajo de los valores medios en España y Europa (DOMNES). De acuerdo a los DRLs propuestos en Francia, se comprueba que los indicadores para el conjunto de los estudios con 18F-FDG de nuestra institución son inferiores. Analizando protocolos concretos y en comparación con los DRLs en Reino Unido, encontramos que los indicadores coinciden prácticamente salvo en los estudios de cerebro y en la adquisición CT, lo que hace patente que la optimización debe continuar.

## FIGURAS

| Protocolo                                     | DRLs en Reino Unido |                               |                      |               |               | n.º pacientes |
|-----------------------------------------------|---------------------|-------------------------------|----------------------|---------------|---------------|---------------|
|                                               | Actividad (MBq)     | Actividad Específica (MBq/kg) | Dosis Efectiva (mSv) | CTDIvol (mSv) | DLP (mGy·cm)  |               |
| PET-CT cuerpo entero                          | 400<br>0,90 %       | 4,5<br>2,40 %                 | 7,6<br>0,90 %        | 4,3<br>11,0 % | 400<br>19,5 % | 2238          |
| PET-CT cuerpo entero en infección/inflamación | 400<br>1,10 %       | 4,5<br>1,90 %                 | 7,6<br>1,10 %        |               |               | 268           |
| PET cardíaco y PET-CT miocardio               | 400<br>0,00 %       | -                             | 7,6<br>0,00 %        |               |               | 95            |
| PET cerebro                                   | 250<br>5,70 %       | -                             | 4,8<br>6,40 %        |               |               | 141           |

**Tabla 1.** Comparación con los DRLs establecidos en Reino Unido para distintos protocolos en nuclear y para las dosis asociadas a la adquisición CT. Se muestra el porcentaje de estudios que en la institución sobrepasan el DRL.



**Figura 1.** Histogramas de distintos valores de los estudios con  $^{18}\text{F}$ -FDG realizados en el CHUS. En naranja tenemos la media de nuestra institución y en rojo el DRL propuesto en Francia para los valores medios de las distintas variables.

#### REFERENCIAS\*

- <sup>1</sup> <https://www.csn.es/documents/10182/1006281/PROYECTO%20DOMNES.%20PROSPECCI%C3%B3N%20NACIONAL%20DE%20PROCEDIMIENTOS%20DE%20DIAGN%C3%B3STICO%20EN%20MEDICINA%20NUCLEAR%20UTILIZADOS%20EN%20LOS%20CENTROS%20SANITARIOS%20ESPA%C3%B1OLES.%20ESTIMACI%C3%B3N%20DE%20DOSIS%20RECIBIDAS%20POR%20LOS%20PACIENTES%20Y%20LA%20POBLACI%C3%B3N>
- <sup>2</sup> ETARD C, CELIER D, ROCH P, AUBERT B. NATIONAL SURVEY OF PATIENT DOSES FROM WHOLE-BODY FDG PET-CT EXAMINATIONS IN FRANCE IN 2011. RADIAT PROT DOSIMETRY. 2012 DEC;152(4):334-8. DOI: 10.1093/rpd/ncs066. EPUB 2012 MAY 14. PMID: 22586156.
- <sup>3</sup> [https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment\\_data/file/1049915/NOTES\\_FOR\\_GUIDANCE\\_ON\\_THE\\_CLINICAL\\_ADMINISTRATION\\_OF\\_RADIOPHARMACEUTICALS\\_AND\\_USE\\_OF\\_SEALED\\_RADIOACTIVE\\_SOURCES.PDF](https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/1049915/NOTES_FOR_GUIDANCE_ON_THE_CLINICAL_ADMINISTRATION_OF_RADIOPHARMACEUTICALS_AND_USE_OF_SEALED_RADIOACTIVE_SOURCES.PDF)

## RD-INVESTIGADORES NOVELES

### TOMOGRFIA COMPUTARIZADA DE ENERGIA DUAL COMO FACTOR PRONOSTICO DE SUPERVIVENCIA EN CANCER DE PULMON

Lusa Agüero, T. (1); González Pérez, V. (2); Arana Fernández de Moya, E. (2); Barrios Benito, M. (2); Cruz Mojarrieta, J. (2)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia, (2) Fundación Instituto Valenciano de Oncología

PALABRAS CLAVE: TCED, TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE ENERGÍA DUAL, CÁNCER DE PULMÓN

#### INTRODUCCIÓN

La agresividad tumoral del cáncer de pulmón se manifiesta en diferentes aspectos histológicos que se pueden analizar con distintos sistemas de imagen. En un estudio de tomografía computarizada de energía dual (TCED) se puede cuantificar la absorción de yodo, número atómico, Unidades Hounsfield (UH) o curvas espectrales de la lesión. Estas muestran la atenuación (UH) del tejido para cada energía si incidieran haces de energía monocromática.



El objetivo del estudio es analizar la capacidad pronóstica de la TCED realizada en el momento del diagnóstico ante sospecha de cáncer de pulmón para distinguir entre grupos con distinto intervalo libre de progresión (ILE) y supervivencia global.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Entre febrero de 2013 y enero de 2019 se incluyeron en el estudio de forma prospectiva 289 pacientes con cáncer de pulmón sometidos a una TCED con contraste yodado en su diagnóstico (Discovery CT750HD, GE Healthcare, EEUU).

Se extrajo la información cuantitativa proporcionada por la TCED y se estudiaron los valores máximo, medio, mínimo y desviación estándar para  $Z_{\text{eff}}$ , captación de yodo ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ) y UH. Se parametrizaron las curvas espectrales de la lesión en el rango 40-140keV como una exponencial decreciente y se estudiaron la asíntota a la que tienden las UH a energías altas (A), rango de UH de la lesión (B) y curvatura de la curva espectral (C).

$$UH = A + B \cdot \exp(-C(\text{keV} - 40)/100)$$

Se separaron los pacientes según mostraban un valor superior o inferior a la media, al percentil25 y al percentil75 de cada una de estas variables. Mediante un análisis univariante Mantel-Cox se estudió si con estos umbrales se podía separar la población en grupos con distinta supervivencia global e ILE.

## RESULTADOS

La población del estudio mostró un ILE medio de 1147 días y una supervivencia global media de 1306 días.

Los siguientes parámetros asociados a una mayor captación de contraste se relacionaron con un peor pronóstico:  $Z_{\text{max}}$ , captación de yodo ( $I_{\text{med}}$ ) y valor de gris ( $UH_{\text{med}}$  y  $UH_{\text{max}}$ ) de la lesión en la imagen, mientras que los parámetros asociados a una captación más uniforme de contraste ( $UH_{\sigma}$ ,  $Z_{\sigma}$  y  $I_{\sigma}$ ) se relacionaron con un mejor pronóstico.

Para cada uno de estos parámetros, los umbrales que mejor separaron subgrupos de buen y mal pronóstico se muestran en las FIGURA 1 y 2, tanto para ILE como supervivencia global, así como las curvas de supervivencia Kaplan-Meyer para los casos más representativos.

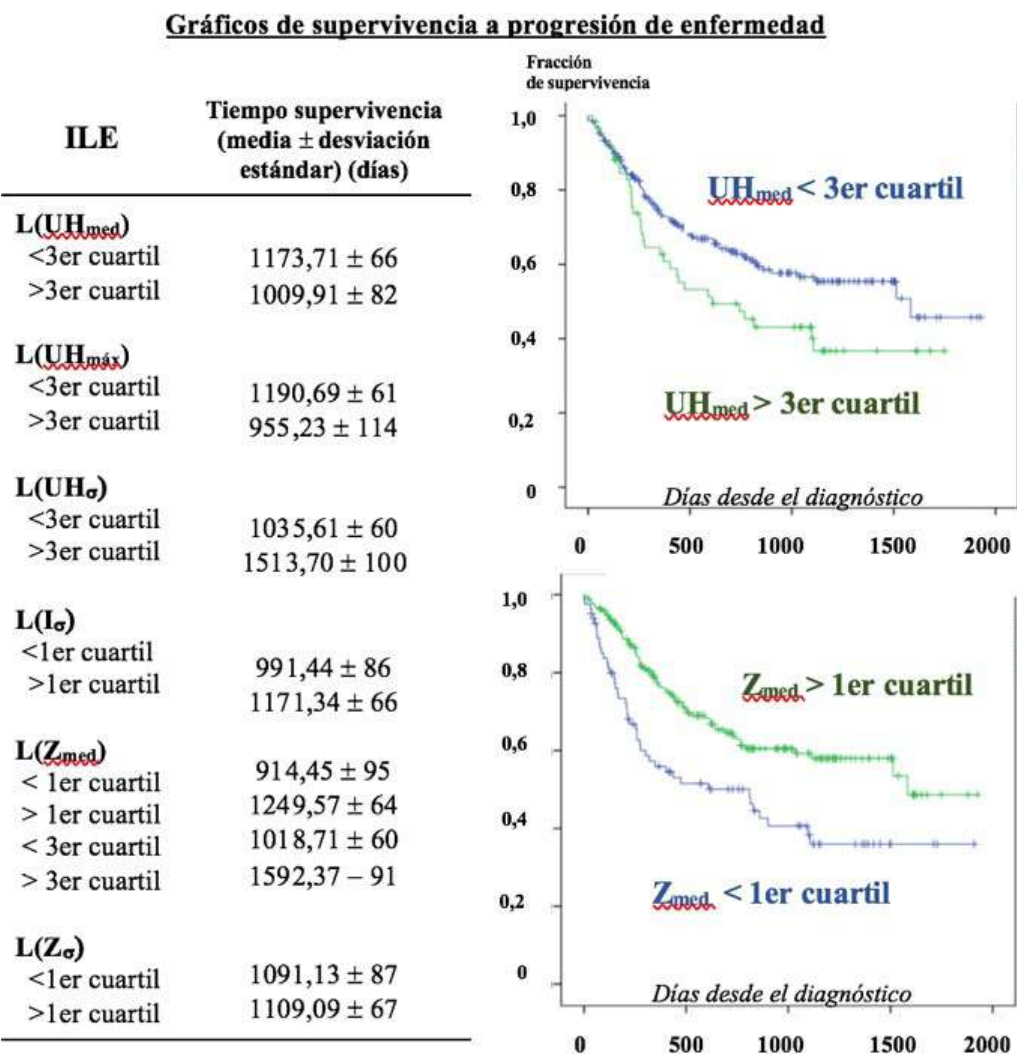


FIGURA 1. ILE para grupos de buen-mal pronóstico separados por los parámetros y umbral más representativos.



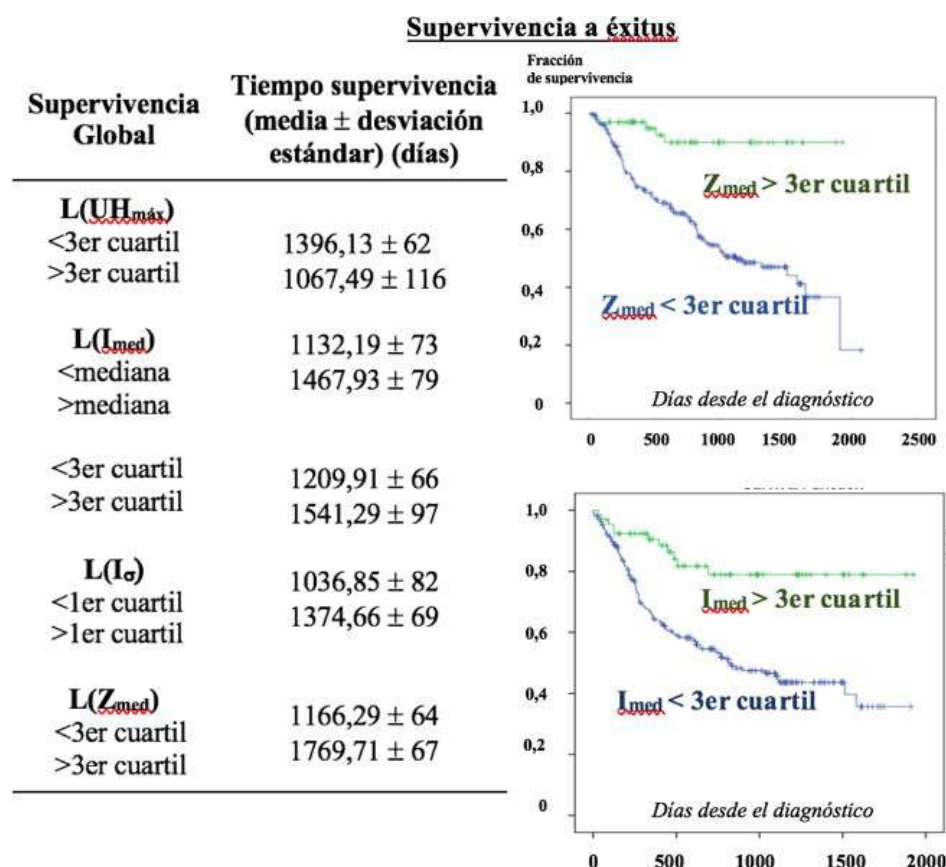


FIGURA 2. Supervivencia global para grupos de buen-mal pronóstico separados por los parámetros y umbral más representativos.

### CONCLUSIONES

Un menor ILE y supervivencia global se manifiestan en la TCED en parámetros asociados a mayor captación de contraste: mayor  $Z_{max}$ , mayor contenido promedio de yodo ( $I_{med}$ ) y mayor valor de gris en la imagen ( $UH_{med}$  y  $UH_{max}$ ). Tumores más agresivos presentan mayor angiogénesis y, por tanto, captan más contraste.

Parámetros asociados a una captación más uniforme de contraste ( $UH_{\sigma}$ ,  $Z_{med}$  y  $I_{\sigma}$ ) se relacionan con un mejor pronóstico, reflejando una mayor diferenciación histológica.

## RADIOTERAPIA INVESTIGADORES NOVELES

### DEPENDENCIA DE LA TASA DE CALIBRACIÓN CON LAS MEDIDAS DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE PACIENTES A PARTIR DEL DETECTOR OCTAVIUS 4D 1000SRS

López Romero, A. (1); Sánchez Rubio, P. (1); Montes Uruén, A. (1); Colado Tornero, J. L. (1); González González, V. (1); Martínez Ortega, J. (1)

(1) Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

PALABRAS CLAVE: OCTAVIUS 4D 1000SRS, VERIFICACIÓN PRETRATAMIENTO, TASA DE DOSIS

### INTRODUCCIÓN

La verificación de tratamientos de SRS y SBRT requiere detectores de gran resolución espacial, por el alto gradiente de dosis y los reducidos volúmenes de tratamiento. El detector Octavius4D-1000SRS (O4D) (PTW), basado en cámaras de ionización líquidas,

posee una resolución espacial de 2,5mm, pero presenta dependencia con la tasa de dosis<sup>1</sup>, especialmente relevante en tratamientos de VMAT.

El objetivo de este trabajo es analizar la repercusión de la dependencia de la tasa de dosis en las verificaciones de SRS y SBRT realizadas con VMAT en función de la tasa de calibración seleccionada.

## MATERIALES Y MÉTODOS

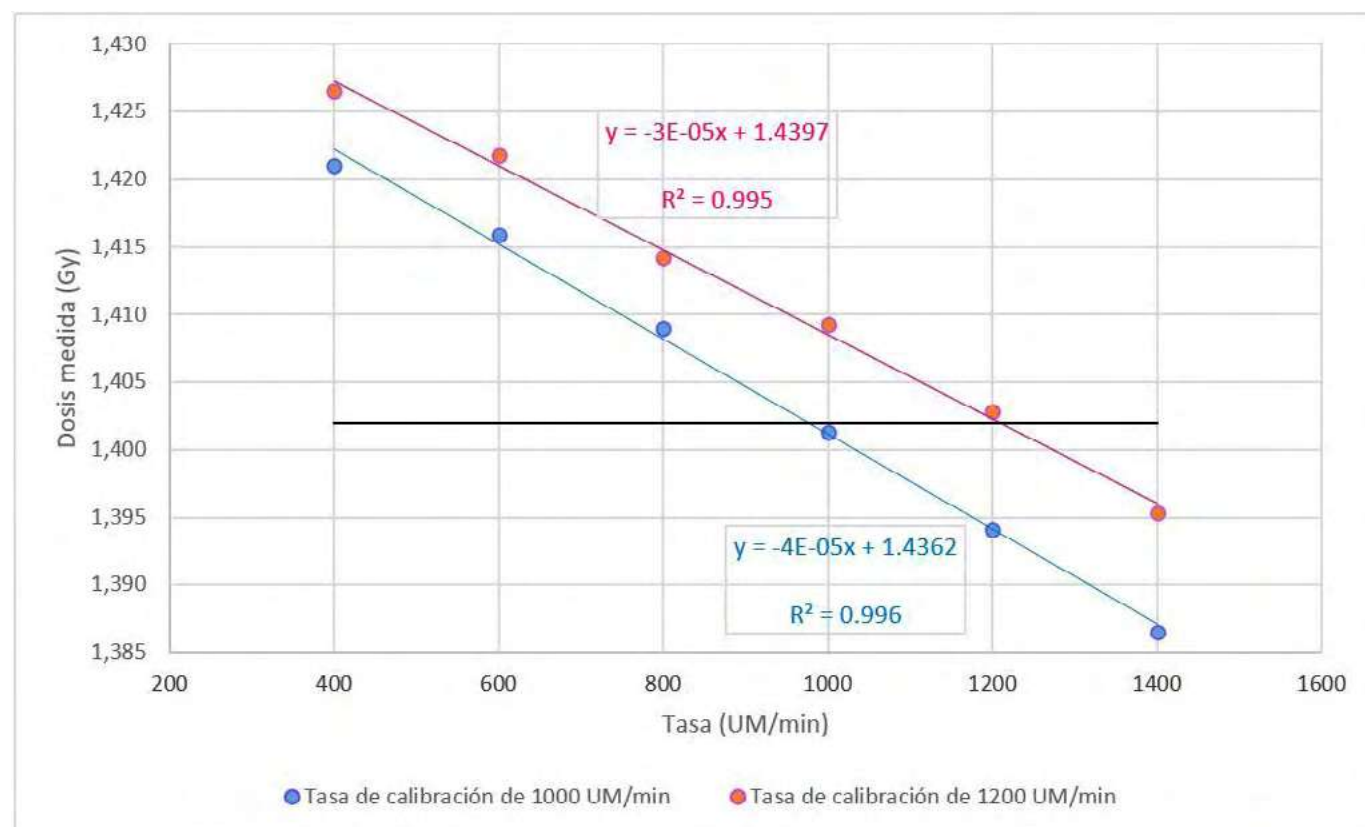
Se calibró el O4D para un campo de 4x4cm<sup>2</sup> en un acelerador TrueBeamSTx con energía de 6MV-FFF para las tasas de 1000 y 1200 UM/min y se analizó la lectura de la cámara central para irradiaciones a diferentes tasas (400-1400 UM/min).

Se verificaron con O4D 3 SBRT y 6 SRS, planificados en el sistema de planificación (SP) Raystation v.9.2.0.483 con VMAT. Un script generado en el SP determinó tres tasas de calibración: tasa 1, promedio de las tasas de cada campo por arco,

utilizada por Decabooter et al<sup>2</sup>; tasa 2, promedio ponderado por UM; tasa 3, teniendo en cuenta la fluencia del haz. Se realizó la verificación de cada tratamiento aplicando las calibraciones obtenidas para cada una de las tasas calculadas. Se analizó la gamma ( $\gamma$ ) 2D (3%/2mm y 2%/2mm) con umbral del 10%, y se comparó con la obtenida con película radiocrómica EBT3 irradiada en el ImRT Phantom (IBA Dosimetry). A su vez se estudió la diferencia de dosis entre la cámara central de la matriz y el SP, y se comparó con la obtenida por una cámara de ionización (CI) Pinpoint3D 31016 (PTW) insertada en el maniquí Lucy3D (Standard Imaging).

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La Fig.1 muestra la dependencia de la dosis medida en la cámara central de la matriz frente a la tasa de dosis para dos calibraciones. Las variaciones de dosis máximas relativas a la tasa de calibración son de 1.69% y de 1.41% para 1200 y 1000 UM/min, respectivamente, similares a la bibliografía<sup>3,4,5</sup>.



*Figura 1. Representación de la dosis frente a la tasa de dosis para las tasas de calibración de 1000 y 1200 UM/min. La línea horizontal representa la dosis calculada por el SP.*

En la TABLA 1 se observa que las menores discrepancias de dosis para O4D se encuentran para tasas de calibración próximas a la tasa 1. Comparando los resultados de O4D con la CI, las menores diferencias se encuentran para las tasas de calibración más bajas, con diferencias máximas de hasta 2,59% (caso 9) y 3,68% (caso 2, donde además  $\gamma < 95\%$ , luego se replanificó para otra técnica). En los casos 5 y 6,  $\gamma(2\%, 2\text{mm}) < 95\%$  para la tasa más baja y más alta respectivamente, mientras que  $CI < 2\%$ . Las  $\gamma$  obtenidas con EBT3 fueron similares a las del O4D calibrado a la tasa 3.



| Casos  | Tamaño Lesión (cm <sup>2</sup> ) | Tasas (UM/min) |        |        | PinPoint3D (% Desv Dosis) | OCTAVIUS 4D       |                |         |        | EBT3   |        |
|--------|----------------------------------|----------------|--------|--------|---------------------------|-------------------|----------------|---------|--------|--------|--------|
|        |                                  | Tasa 1         | Tasa 2 | Tasa 3 |                           | Tasa cal (UM/min) | Desv Dosis (%) | γ2D (%) |        | 3%/2mm | 2%/2mm |
| Caso 1 | 0,38                             | 1310           | 1387   | 1356   | -0,74                     | 1000              | 1,04           | 100,00  | 99,50  | 99,03  | 97,12  |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1200              | 2,51           | 99,70   | 99,10  |        |        |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1400              | 2,84           | 99,90   | 98,90  |        |        |
| Caso 2 | 0,29                             | 1327           | 1387   | 1374   | -1,18                     | 1200              | 2,50           | 92,50   | 82,10  | 86,55  | 76,94  |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1400              | 2,86           | 91,90   | 81,60  |        |        |
| Caso 3 | 2,27                             | 967            | 1250   | 1169   | 3,48                      | 1000              | 3,96           | 99,50   | 98,40  | 99,57  | 97,48  |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1200              | 6,21           | 99,00   | 97,80  |        |        |
| Caso 4 | 9,25                             | 600            | 1191   | 1038   | -0,81                     | 600               | -0,72          | 100,00  | 100,00 | 99,02  | 97,15  |
|        |                                  |                |        |        |                           | 800               | -0,25          | 100,00  | 100,00 |        |        |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1000              | 0,92           | 100,00  | 99,70  |        |        |
| Caso 5 | 0,71                             | 896            | 1364   | 1272   | -1,33                     | 800               | -0,90          | 98,80   | 93,40  | 96,71  | 94,55  |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1000              | 0,76           | 98,30   | 94,30  |        |        |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1200              | 1,16           | 98,40   | 94,60  |        |        |
| Caso 6 | 8,36                             | 835            | 1322   | 1264   | -1,18                     | 1400              | 1,89           | 98,70   | 96,70  | 99,54  | 97,54  |
|        |                                  |                |        |        |                           | 800               | -0,57          | 100,00  | 100,00 |        |        |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1000              | 0,46           | 100,00  | 99,70  |        |        |
| Caso 7 | 2,95                             | 927            | 1334   | 1171   | -0,15                     | 1200              | 1,16           | 97,30   | 96,80  | 97,42  | 94,26  |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1400              | 1,84           | 96,80   | 94,50  |        |        |
|        |                                  |                |        |        |                           | 800               | 0,93           | 100,00  | 99,60  |        |        |
| Caso 8 | 3,82                             | 1100           | 1347   | 1310   | -0,06                     | 1000              | 1,79           | 99,90   | 98,30  | 96,77  | 92,41  |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1200              | 2,64           | 99,50   | 93,70  |        |        |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1400              | 3,06           | 92,10   | 82,10  |        |        |
| Caso 9 | 0,26                             | 832            | 911    | 862    | -1,37                     | 1000              | 2,27           | 99,10   | 98,20  | 100    | 99,07  |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1200              | 3,16           | 97,70   | 96,50  |        |        |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1400              | 3,50           | 96,60   | 94,80  |        |        |
|        |                                  |                |        |        |                           | 800               | 1,22           | 98,80   | 96,30  |        |        |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1000              | 1,83           | 99,30   | 97,50  |        |        |
|        |                                  |                |        |        |                           | 1200              | 2,40           | 99,00   | 96,50  |        |        |

Tabla 1. Parámetros de cada tratamiento, resultados análisis gamma (Octavius4D-1000SRS y EBT3) y diferencia de dosis (Octavius4D-1000SRS y Pinpoint3D).

## CONCLUSIONES

La tasa elegida para calibrar la matriz repercute en los resultados de la verificación. Puesto que la VMAT es una técnica en la que la tasa es variable durante el tratamiento, es recomendable elegir la tasa promedio de todos los campos por arco.

## REFERENCIAS\*

- POPPE B, STELLJES TS, LOOE HK, CHOFOU N, HARDER D, WILLBORN K. PERFORMANCE PARAMETERS OF A LIQUID FILLED IONIZATION CHAMBER ARRAY. MED PHYS. 2013 AUG;40(8):082106. DOI: 10.1118/1.4816298. ERRATUM IN: MED PHYS. 2019 OCT;46(10):4708-4709. PMID: 23927343.
- DECABOOTER E, SWINNEN AC, ÖLLERS MC, GÖPFERT F, VERHAEGEN F. OPERATION AND CALIBRATION OF THE NOVEL PTW 1600SRS DETECTOR FOR THE VERIFICATION OF SINGLE ISOCENTER STEREOTACTIC RADIOSURGERY TREATMENTS OF MULTIPLE SMALL BRAIN METASTASES. BR J RADIOL. 2021 JUL 1;94(1123):20210473. DOI: 10.1259/bjr.20210473. Epub 2021 JUN 11. PMID: 34111967; PMCID: PMC8248213.
- L. VIEILLEVIGNE, A. FERNANDEZ, E. GRAULIÈRES, L. SIMON, R. FERRAND, EVALUATION OF THE 4D OCTAVIUS WITH ASSOCIATED 1000 SRS FOR SBRT PLANS DELIVERED BY FLATTENED AND FLATTENING FILTER FREE BEAMS, PHYSICA MEDICA, VOLUME 30, SUPPLEMENT 2, 2014, PAGE E137, ISSN 1120-1797, [HTTPS://DOI.ORG/10.1016/J.EJMP.2014.10.053](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2014.10.053).
- PARDO J, FRANCO L, GÓMEZ F, IGLESIAS A, PAZOS A, PENA J, LOBATO R, MOSQUERA J, POMBAR M, SENDÓN J. DEVELOPMENT AND OPERATION OF A PIXEL SEGMENTED LIQUID-FILLED LINEAR ARRAY FOR RADIOTHERAPY QUALITY ASSURANCE. PHYS MED BIOL. 2005 APR 21;50(8):1703-16. DOI: 10.1088/0031-9155/50/8/006. Epub 2005 MAR 30. PMID: 15815091.
- MARKOVIC M, STATHAKIS S, MAVROIDIS P, JURKOVIC IA, PAPANIKOLAOU N. CHARACTERIZATION OF A TWO-DIMENSIONAL LIQUID-FILLED ION CHAMBER DETECTOR ARRAY USED FOR VERIFICATION OF THE TREATMENTS IN RADIOTHERAPY. MED PHYS. 2014 MAY;41(5):051704. DOI: 10.1118/1.4870439. PMID: 24784370.



## CONTROL DE CALIDAD PARA LA IMPLEMENTACIÓN DE LA IMAGEN POR EQUIPOS HÍBRIDOS PET/MR EN LA ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA: EFECTO DE LA CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN Y DE LA COMPENSACIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO.

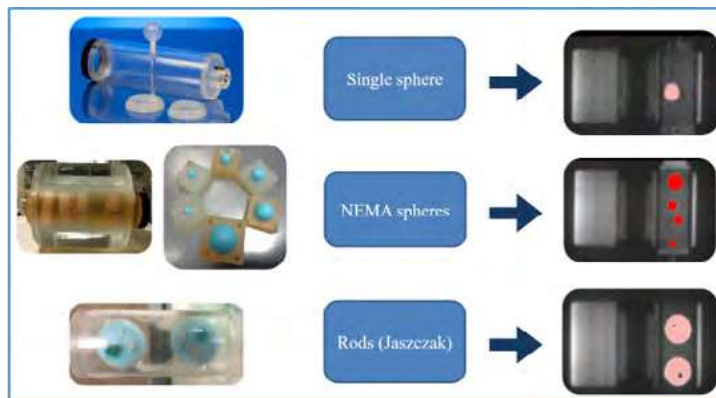
Salvador Ribés, C. (I); Carles Fariña, M. (I)

(I) Instituto de Investigación Sanitaria la Fe

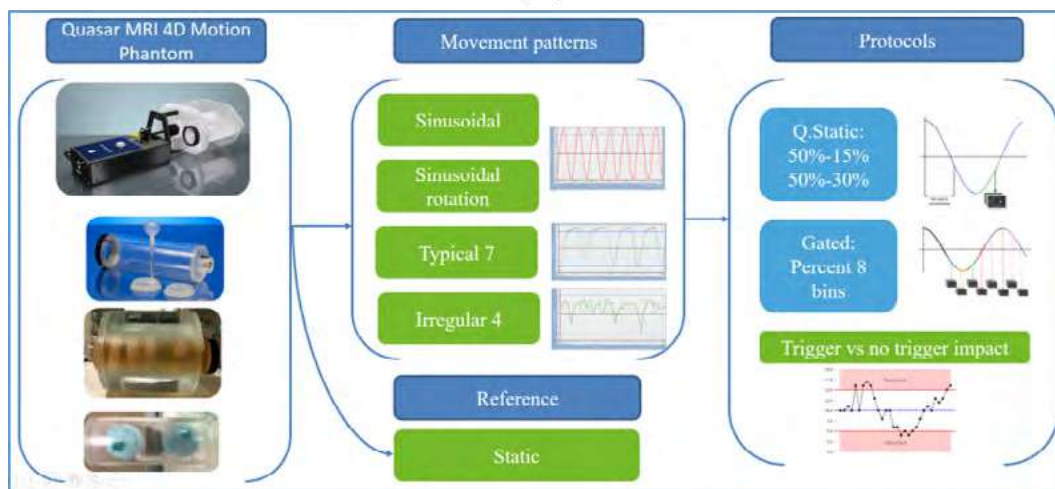
PALABRAS CLAVE: PET/RM, RADIOTERAPIA, CONTROL DE CALIDAD, COMPENSACIÓN DEL MOVIMIENTO RESPIRATORIO, CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN

La imagen por tomografía por emisión de positrones (PET) y por resonancia magnética (RM) proporciona información complementaria con respecto a la imagen por tomografía computerizada (TC), que es la imagen en la que principalmente se basa la oncología radioterápica (RT). Los equipos híbridos PET/RM permiten adquisiciones simultáneas para estas dos técnicas de imagen, minimizando el error de corregistro y las molestias y el tiempo para el paciente. El uso de estos equipos en la rutina clínica requiere de un protocolo de control de calidad (CC) que evalúe, entre otros, la correcta compensación del efecto de la atenuación y del movimiento respiratorio en la imagen PET. En este trabajo se presenta un CC para la evaluación de ambos efectos mediante un montaje experimental que presenta las principales ventajas de ser visible en las dos técnicas de imagen y de permitir simular el movimiento respiratorio.

Para el montaje experimental (FIGURA 1a), hemos utilizado la Quasar MRI Motion Phantom y simulado lesiones radiactivas con el material alginato [1], que es visible también para RM. Se evaluó la calidad de imagen para el sistema híbrido SIGNA PET/MR de GE. Se realizó una medida sin aplicar movimiento a los fantasmas y 4 medidas aplicando diferentes patrones respiratorios (FIGURA 1b). Para el estudio de movimiento, se comparó la respuesta ideal en el caso sin movimiento con la calidad de la imagen PET obtenida para los 3 protocolos de compensación de movimiento, con y sin aplicación de trigger (T): 8 fases (8P), 1 fase en exhalación con ventana del 15% de la duración del ciclo respiratorio (50%-15%) y con ventana del 30% (50%-30%). Para el estudio del efecto de atenuación, se comparó la corrección por atenuación implementada en el equipo SIGNA ( $A_{\text{SIGNA}}$ ) que calcula los coeficientes de atenuación en base a la imagen de RM y la proporcionada por la herramienta offline Duetto-CTtoPIFA de GE ( $A_{\text{Duetto}}$ ) que utilizó la imagen TC obtenida del fantoma con el equipo GEMINI TF64 PET/TC de Philips.



(a)



(b)

FIGURA 1

En la comparativa para los distintos protocolos de compensación de movimiento respiratorio, la aplicación del trigger resulta en una mejora significativa ( $p < 0.05$ ) en la calidad de imagen PET (FIGURA 2b). En la evaluación de la corrección por atenuación resultados muestran como la corrección  $A_{\text{Duetto}}$  permite corregir los errores introducidos con la corrección  $A_{\text{SIGNA}}$

(FIGURA 2a), corrigiendo los valores del fondo inactivo de 69 Bq/ml a 0.9 Bq/ml y disminuyendo el error en la estimación del contraste tumor-pulmón pasando de un coeficiente de recuperación (RC) de 0.62 a 1.22.



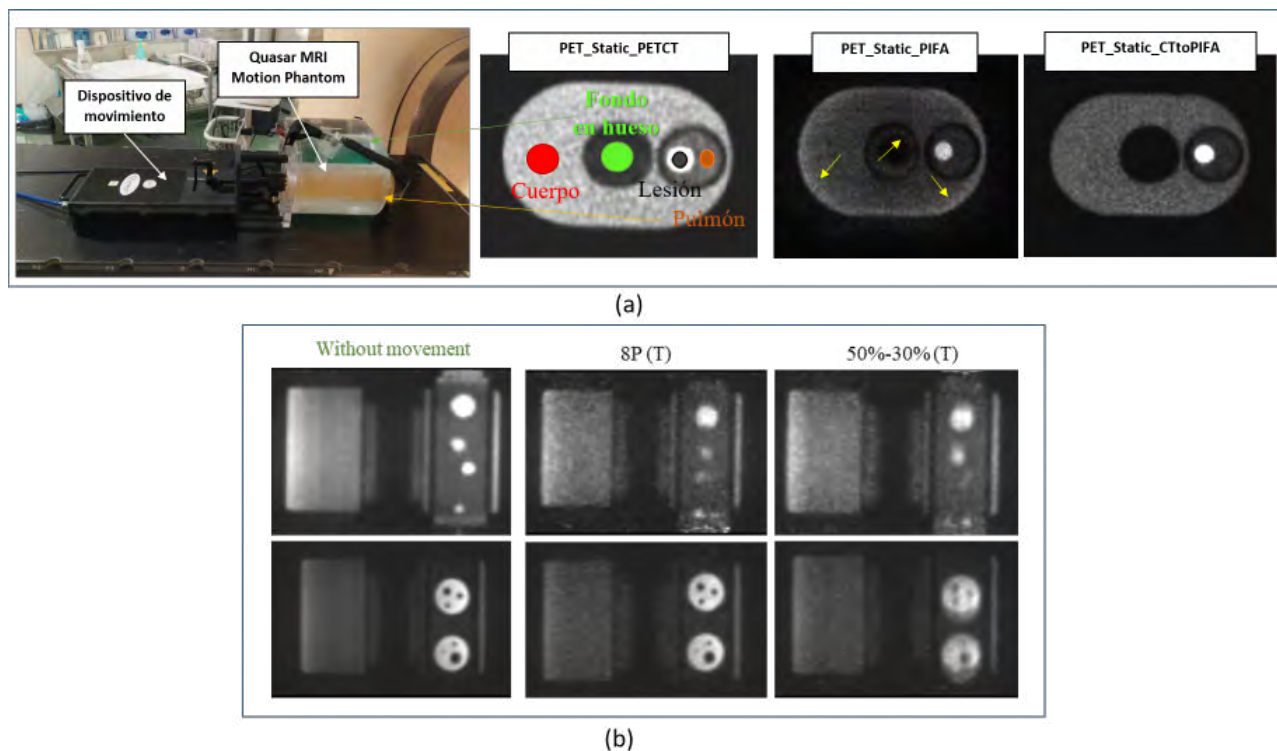


FIGURA 2

En este trabajo se ha presentado un flujo de trabajo basado en medidas experimentales, que permite establecer un protocolo de control de calidad para la compensación de atenuación y movimiento respiratorio en sistemas híbridos PET/RM.

Agradecimientos a los co-autores: A. Martínez-Movilla, C. Olivas, I. Torres-Espallardo, L. Martí Bonmatí, M. Sáez.

#### REFERENCIAS\*

- <sup>1</sup> CARLES, M., FECHTER, T., MARTÍ-BONMATÍ, L., BALTAS, D., & MIX, M. (2021). EXPERIMENTAL PHANTOM EVALUATION TO IDENTIFY ROBUST POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY (PET) RADIOMIC FEATURES. EJNMMI PHYSICS, 8(1), 46. [HTTPS://DOI.ORG/10.1186/s40658-021-00390-7](https://doi.org/10.1186/s40658-021-00390-7)

## PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE, VIGILANCIA RADIOLÓGICA AMBIENTAL

### OPTIMIZACIÓN DEL PROCEDIMIENTO DE DETERMINACIÓN DE SR-90 EN AGUA POR CONTADOR PROPORCIONAL

Idoeta, R. (1); López Gómez, J. (1); Abelaíras Arce, A. (1); Alegría Gutiérrez, N. (1)

(1) Escuela de Ingeniería de Bilbao, UPV/EHU

PALABRAS CLAVE: SR-90; CONTADOR PROPORCIONAL; AUTOABSORCIÓN

#### INTRODUCCIÓN

La determinación de Sr-90 en agua mediante separación por intercambio iónico y recuento por contador proporcional siguiendo la norma ISO13160:2021 hace necesario el uso de factores de autoabsorción. Este trabajo presenta una modificación al método





que asegura una preparación final más uniforme y con menor riesgo de pérdidas de la muestra a medir además de no hacer necesario el uso del factor de autoabsorción, simplificando notablemente la medida de Sr-90.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El cambio introducido sobre el método presentado en el anexo D de dicha norma afecta a la última parte de la preparación, sustituyendo el filtro de celulosa por un paso del precipitado por centrífuga y su posterior presentación en plancheta.

Para calcular los factores de autoabsorción, se han preparado muestras con una actividad conocida de Sr-90 y con masas crecientes de  $\text{Sr}(\text{NO}_3)_2$ , de forma que se han obtenido precipitados de  $\text{SrCO}_3$  con masas desde 0.04 a 0.17 g., valores correspondientes a los mínimos y máximos esperados al aplicarse este método. Al disponerse en una plancheta, estas masas se distribuyen sobre una superficie mayor a la del filtro de celulosa que propone la norma. Así los espesores máxicos obtenidos en filtro hubieran estado entre 36 y 175 mg/mm<sup>2</sup>, mientras que en plancheta se logran espesores máxicos entre 23 y 110 mg/mm<sup>2</sup>.

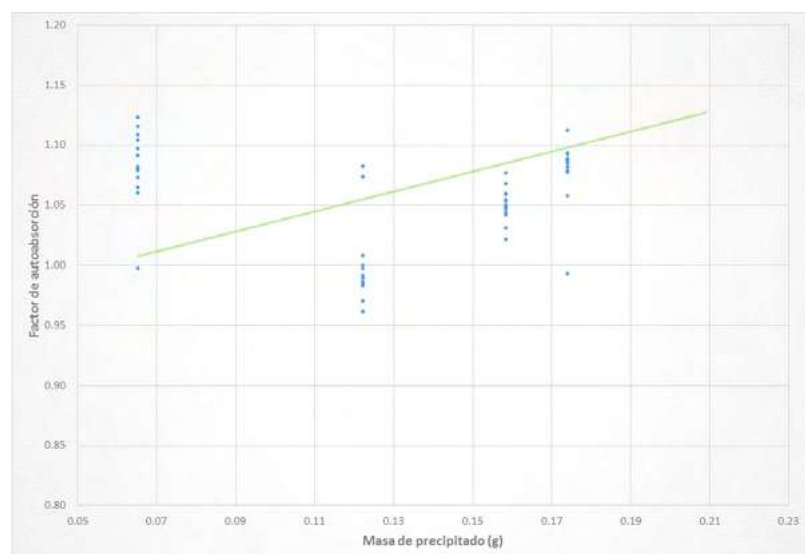
Tras alcanzar al equilibrio secular con el Y-90 se han medido en 14 detectores proporcionales correspondientes a 2 equipos de diferentes fabricantes (CANBERRA y BERTHOLD).

El factor de autoabsorción se ha obtenido como el cociente entre la eficiencia de la muestra patrón, aquella de menor masa de entre las preparadas, y la obtenida para cada muestra.

## RESULTADOS

Los precipitados obtenidos en plancheta son mucho más uniformes que los obtenidos sobre el filtro de celulosa y no tienen riesgo de desprenderse, como sucede con el uso de los filtros.

La gráfica muestra el conjunto de los factores de autoabsorción obtenidos en función de la masa del precipitado, y se observa que todos los resultados se agrupan alrededor de un valor unidad. Asimismo, se ha comprobado que todos los valores se ajustan a una distribución normal mediante una gráfica q-q.



## DISCUSIÓN

Podemos asumir que no existe dependencia evidente con la masa, el detector o el equipo (puntos en azul de la gráfica), y se puede considerar que el factor de autoabsorción adopta un valor igual a uno, con una desviación máxima del 12%. En el caso de usar filtros, sí se observa una tendencia creciente en los factores de autoabsorción (línea verde de la gráfica).

Además, de esta manera, se obtiene una muestra final mucho más uniforme y estable.

## CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en este trabajo pretenden facilitar el análisis del Sr-90 utilizando contadores proporcionales, ya que eliminaría la necesidad de aplicar el factor de autoabsorción, independientemente de la masa del precipitado o del detector en el que se trabaje, siempre y cuando las masas empleadas sean inferiores al valor máximo estudiado en este trabajo.



## GESTIÓN DE RESIDUOS Y DESMANTELAMIENTO DE INSTALACIONES

# APLICACIÓN DE INFOGRAFÍAS PARA LA GESTIÓN EFECTIVA DE RESIDUOS RADIATIVOS EN UN SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR

Paradela Díaz, G. (1); Rosado del Castillo, R. (1); Honorato Hernández, S. (1); García Castañón, P. (1); Chamorro Serrano, P. (1); Prieto Martín, C. (1)

(1) Hospital Universitario de La Princesa

### Área temática:

PALABRAS CLAVE: MEDICINA NUCLEAR/GESTIÓN DE RESIDUOS RADIATIVOS

### INTRODUCCIÓN

Definir el procedimiento que permita una adecuada gestión de los residuos radiactivos generados en una instalación de Medicina Nuclear es responsabilidad de un servicio de Protección Radiológica. Para evitar deficiencias se ha ideado un método de gestión simple y explicativo dirigido al personal de enfermería, que es el que administra los radiofármacos y el que desecha los restos producidos.

El objetivo es presentar un sencillo método de formación, basado en infografías, para optimizar la gestión de los residuos radiactivos en un departamento de Medicina Nuclear.

### MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema muestra la ruta que siguen los residuos a partir de las tres formas posibles en la que los radiofármacos son servidos: cápsula, vial o jeringa monodosis. Así, los desechos originados en la práctica clínica diaria se almacenan en función del tipo de residuo y periodo de semidesintegración del radioisótopo. Los diferentes tipos de residuos son: jeringas, viales y residuos mixtos (guantes, bateas, vías,...).

Esto da lugar a que residuos de Ga-67, In-111 o I-123 se agrupen en la misma bolsa dentro de un pozo debido a la similitud de sus vidas medias y siempre que sean del mismo tipo. Éstas y otras ideas se han plasmado en un diagrama visual de proceso realizado con el editor gráfico de libre acceso yEd (ver FIGURA 1). Además, se han diseñado unas etiquetas que siguen un código de colores (ver FIGURA 2) el cual ayuda al profesional a cargo a realizar una correcta deposición del residuo en su pozo correspondiente.

El esquema mostrado en la FIGURA 1 se ha colocado tanto al lado de la cámara caliente como de los pozos de la FIGURA 2. Los especialistas del Servicio de Protección Radiológica han realizado sesiones presenciales sobre este tema, tanto para los enfermeros como para los especialistas del Servicio de Medicina Nuclear.

### RESULTADOS

Gracias a este esquema los profesionales de enfermería declaran comprender de forma más directa e intuitiva cómo gestionar los residuos radiactivos de lo que lo hacían con el anterior procedimiento escrito. El diagrama incluye unos comentarios sobre la identificación y las fechas de apertura y cierre de los contenedores, que ayudan al técnico de protección radiológica a realizar una adecuada evacuación de acuerdo a la orden ECO 1449/2003.

### DISCUSIÓN

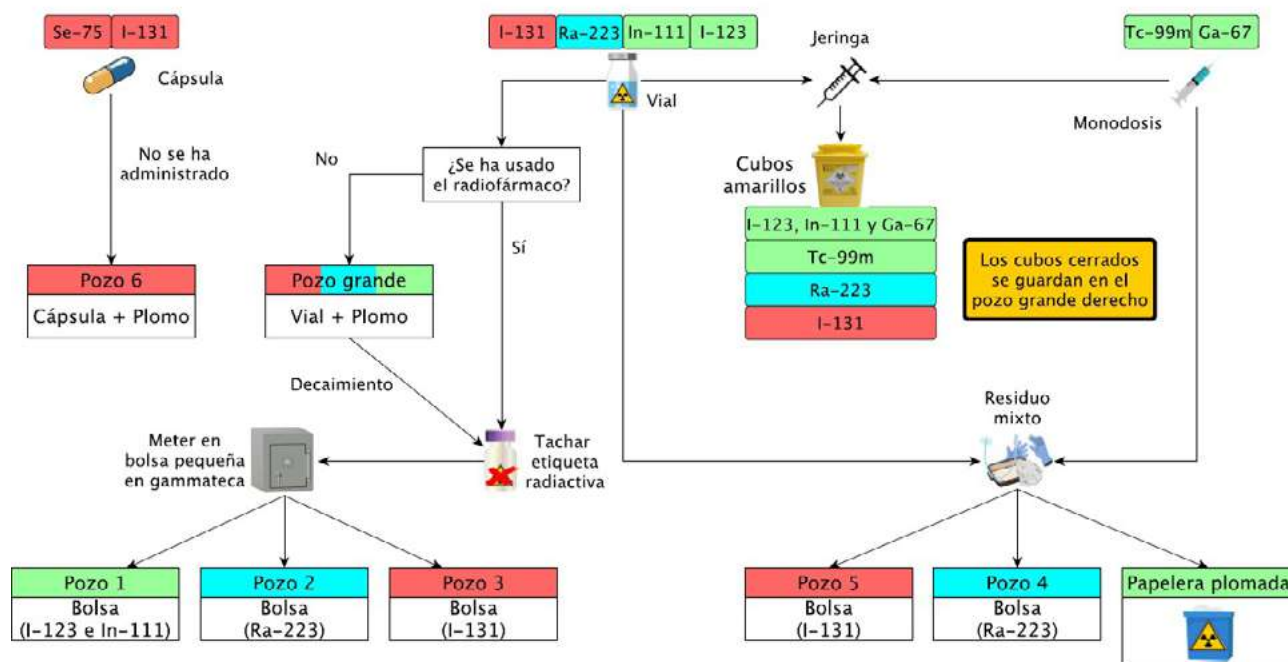
Este procedimiento ha ayudado a evitar dudas y asegurar un seguimiento más estricto del procedimiento de organización de estos residuos, independientemente del trabajador que lo haga. También les da más seguridad para evitar errores como: no tachar los tréboles radiactivos antes de la evacuación, mezclar diferentes tipos de residuos o no anotar las fechas comentadas en los contenedores.

### CONCLUSIONES

Un método más uniforme, fácil de consultar e interpretar, ha llevado a una gestión más eficiente de los residuos radiactivos. Optimiza la protección radiológica para los trabajadores y para el medio ambiente. Como sucede con todo procedimiento, debe ser revisado y actualizado periódicamente.



## Gestión de los residuos radiactivos en Medicina Nuclear



Los plomos vacíos se almacenan en las cajas de cartón

Etiquetar con fecha y radioisótopo cada nueva bolsa o cubo

Cuando se llena la bolsa o el cubo se cierra y se escribe la fecha





## MEDIDA DE LA RADIACIÓN: DETECTORES Y MANIQUÉS. TÉCNICAS DE MODELADO Y SIMULACIÓN MONTE CARLO

### ALGORITMO DE COLONIA DE HORMIGAS PARA LA SIMULACIÓN MONTE CARLO DEL TRANSPORTE DE PROTONES

Puerta Megías, D. (1); Anguiano, M. (1); García-Pareja, S. (2); Lallena, A. M. (1)

(1) Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada, Granada, (2) Unidad de Gestión Clínica de Radiofísica Hospitalaria, Hospital Regional Universitario de Málaga, Málaga

PALABRAS CLAVE: PROTONTERAPIA, SIMULACIÓN MONTE CARLO, ALGORITMO DE COLONIA DE HORMIGAS

La protonterapia se ha consolidado como una alternativa viable a la radioterapia tradicional para determinados perfiles de tumores y pacientes. Como tal, se requieren métodos precisos para asegurar la calidad del tratamiento. Las simulaciones Monte Carlo son consideradas como las herramientas de referencia en estos casos pero los largos tiempos de cálculo necesarios para alcanzar un resultado con incertidumbres estadísticas aceptables hacen que su implementación en la clínica sea una tarea compleja.

En un intento de acelerar el proceso, la mayoría de los códigos Monte Carlo utilizan simulaciones condensadas para las partículas cargadas como el protón. Dichos códigos emplean teorías de dispersión múltiple para tener cuenta el efecto global de un gran número de eventos en un único paso de la simulación. Estas teorías son solo una aproximación y pueden introducir errores sistemáticos.

Un enfoque alternativo consiste en adoptar algoritmos de simulación mixtos que combinen simulaciones condensadas y detalladas. En una simulación detallada, todas las interacciones experimentadas por una partícula se simulan cronológicamente. Este método produce resultados más precisos a costa de mayores tiempos de cálculo.

Las técnicas de reducción de varianza (splitting, ruleta rusa, range rejection, interaction forcing...) proporcionan un medio para reducir las incertidumbres de las simulaciones, produciendo resultados más rápidos sin comprometer la precisión.

En este trabajo, nos centraremos en el splitting y la ruleta rusa. Estas técnicas favorecen el flujo de radiación hacia la región de interés e inhiben la radiación que se aleja de esta. Así ahorramos parte del trabajo numérico que se desperdiciaría rastreando partículas que probablemente no contribuirían a las magnitudes que nos conciernen. Sin embargo, su implementación suele depender del problema concreto que se esté investigando.

Los algoritmos de colonias de hormigas permiten superar este inconveniente al aplicar las diferentes técnicas de reducción de varianza en base a mapas de importancia que se construyen automáticamente para cada problema. Esto conduce a una simulación más eficiente [1].

Implementaciones previas de estos métodos en el transporte de electrones y fotones con el código de simulación mixto Monte Carlo PENELOPE han demostrado ser notablemente exitosas, alcanzando reducciones en los tiempos de computación de hasta un factor 100 en algunos casos. Este estudio examina la aplicación de estas herramientas al transporte de protones en el código Monte Carlo PENH, la extensión para hadrones de PENELOPE [2].

Basándonos en el trabajo previo de nuestro grupo, implementaremos las técnicas de splitting y ruleta rusa, utilizando mapas de importancia basados en el algoritmo de colonia de hormigas, en el programa penhmain.f. Compararemos los resultados de simulaciones análogas (sin técnicas de reducción de varianza) con los obtenidos utilizando nuestra implementación para ejemplos sencillos.

#### REFERENCIAS\*

- <sup>1</sup> GARCÍA-PAREJA S, LALLENA AM Y SALVAT F (2021). VARIANCE-REDUCTION METHODS FOR MONTE CARLO SIMULATION OF RADIATION TRANSPORT. FRONT. PHYS. 9:718873. DOI: 10.3389/fphy.2021.718873
- <sup>2</sup> SALVAT, F (2013). UN ALGORITMO GENÉRICO PARA LA SIMULACIÓN MONTE CARLO DEL TRANSPORTE DE PROTONES. NUCLEAR INSTRUMENTS AND METHODS IN PHYSICS RESEARCH B. 316. 144-159. DOI: 10.1016/j.nimb.2013.08.035.



## VALIDACIÓN MONTE CARLO DE LA TEORÍA DE FERMI-EYGES

de la Torre González, J. A. (1); Anguiano Millán, M. (1); Lallena Rojo, A. M. (1)

(1) Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear de la Universidad de Granada

PALABRAS CLAVE: MONTECARLO, TEORÍA DE FERMI-EYGES

La teoría de Fermi-Eyges ha sido ampliamente utilizada para reproducir las fuentes reales de protones en los códigos Monte Carlo y en la planificación de tratamientos de protonterapia. Recientemente, algunos autores [1,2] han estudiado la dosis fuera de del eje con simulaciones Monte Carlo utilizando esta teoría para describir la fuente de protones que se usa en la clínica. Sin embargo, esta descripción analítica de la fuente basada en dicho formalismo no ha sido analizada con detalle hasta ahora y es ello lo que proponemos llevar a cabo en este trabajo.

Empleando el código Monte Carlo PENH [3,4], se simula la dosis fuera del eje depositada en un maniquí de agua por fuentes monoenergéticas de protones con energías entre 100 y 250 MeV. Entre la fuente y el maniquí de agua, se considera un cierto volumen de aire que dispersará nuestro haz.

La teoría de Fermi-Eyges permite describir el efecto de dispersión producido en el haz por el volumen de aire. Para ello se sigue el procedimiento descrito en [2] que permite obtener los parámetros necesarios para aplicar la teoría de Fermi-Eyges e implementar las características del haz de protones justo a la entrada del maniquí. Considerando una fuente de protones con esas características, se realizan nuevas simulaciones de la dosis depositada en el maniquí de agua. Para validar esta aproximación, se comparan los perfiles de dosis fuera del eje que hemos obtenido en el maniquí en el caso de la simulación completa y cuando se hace uso de la teoría de Fermi-Eyges.

Nuestros resultados indican que esta teoría permite una buena descripción de la fuente para altas energías ( $E > 150$  MeV), mientras que subestima la dosis fuera del eje en el caso de energías más bajas.

### REFERENCIAS\*

<sup>1</sup> M. DE SAINT-HUBER ET AL., FRONT. ONCOL. 12 (2022) 882489

<sup>2</sup> N. VERBEEK ET AL., MED. PHYS. 48 (2021) 456

<sup>3</sup> F. SALVAT, J.M. FERNÁNDEZ-VAREA AND J. SEMPAY, "PENELOPE 2018: A CODE SYSTEM FOR MONTE CARLO SIMULATION OF ELECTRON AND PHOTON TRANSPORT", NUCLEAR ENERGY AGENCY, BARCELONA 2018

<sup>4</sup> F. SALVAT AND J. M. QUESADA, NUCL. INS. METH. PHYS. RES. B 475 (2020) 49

## NUEVAS TÉCNICAS/TECNOLOGÍAS DE APLICACIÓN DE LAS RADIACIONES (INVESTIGACIÓN, MÉDICAS E INDUSTRIALES)

## EVALUACIÓN AUTOMÁTICA DE LA CALIDAD DE LA IMPRESIÓN 3D DE OBJETOS GEOMÉTRICOS SIMPLES MEDIANTE MICRO-CT

Belarra Rodríguez, A. (1); Hernández Girón, I. (2); Chevalier del Río, M. (1)

(1) Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid, (2) School of Physics, University College Dublin

PALABRAS CLAVE: MICRO-CT, CONTROL DE CALIDAD, MANIQUÍES ANTROPOMÓRFICOS, IMPRESIÓN 3D

### INTRODUCCIÓN

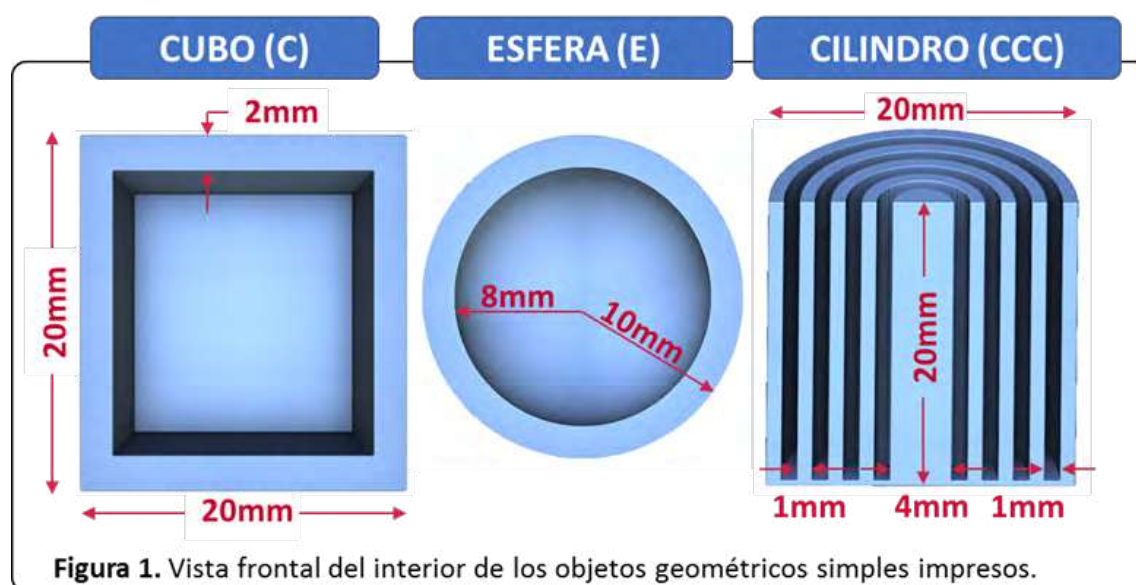
Los maniqués antropomórficos desarrollados para evaluar la calidad de imagen de los sistemas de radiodiagnóstico se caracterizan por emular las propiedades y el comportamiento frente a la radiación del cuerpo humano. Las tecnologías de impresión 3D son una alternativa de bajo coste que permiten una fabricación rápida y personalizada de tales maniqués. Una vez impresos, estos maniqués deben evaluarse para comprobar que cumplen con las características externas (dimensiones) e internas definidas en su diseño. El micro-CT es una herramienta adecuada para llevar a cabo esta tarea debido a su carácter no destructivo. En este trabajo se describe un procedimiento automatizado basado en imágenes de micro-CT para comprobar la precisión de la impresión

así como para localizar defectos en objetos geométricos simples. Este procedimiento resulta útil para estimar las limitaciones de impresión de objetos complejos, además de posibilitar la comparación del rendimiento entre impresoras 3D.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Un cubo hueco (C), una esfera (E) y un objeto compuesto (CCC) por 5 cilindros concéntricos (FIGURA 1) se imprimieron utilizando PLA (impresora BCN3D Sigma-R19; 0.3 mm de diámetro de boquilla; 0.1 mm de altura de capa).

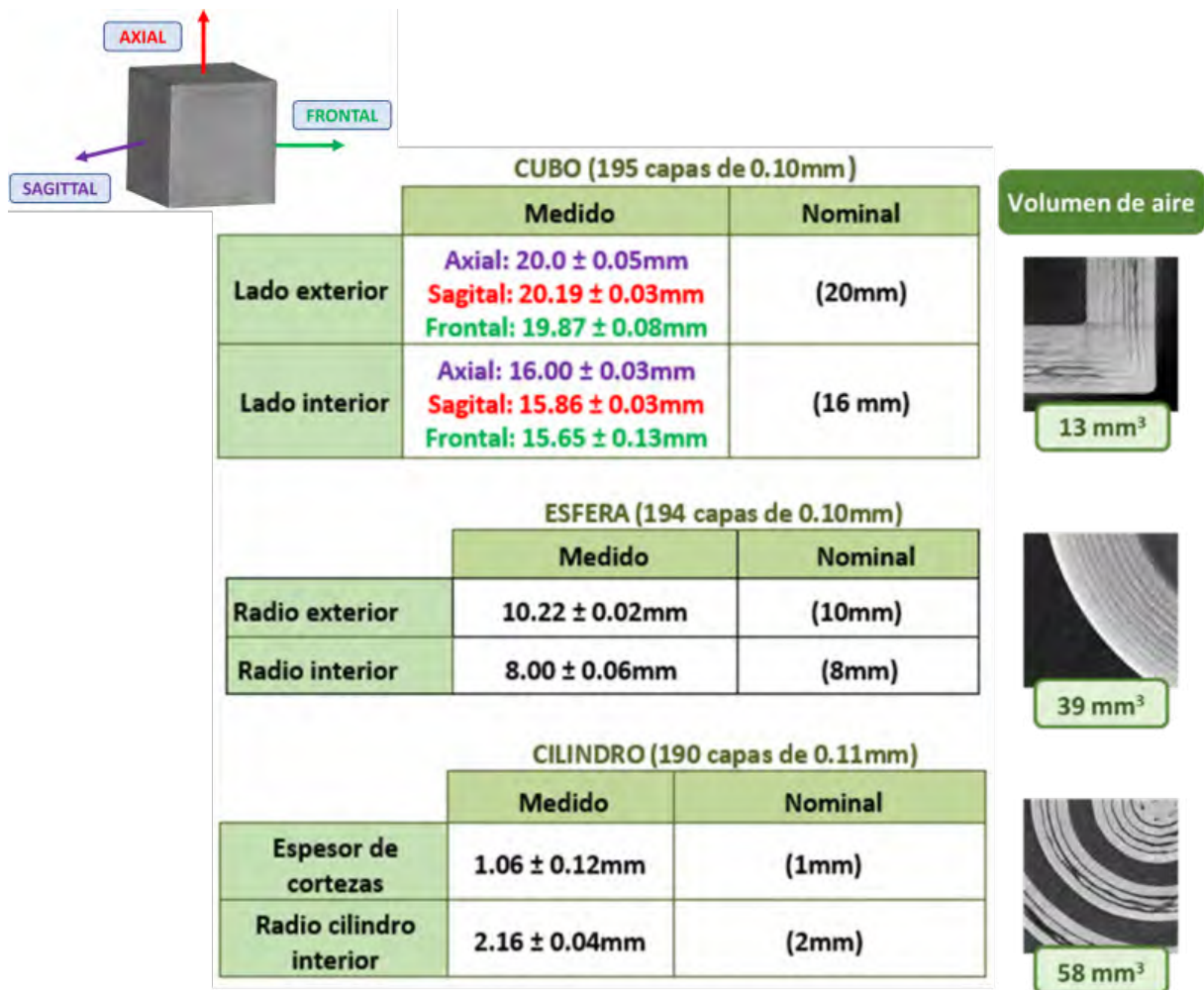
Los objetos impresos fueron escaneados (50kV, 150μA, tiempo de exposición de 1s y aumento 3.5X) con un sistema de micro-CT (TRX Hamamatsu con foco de 20μm y flat panel con píxel de 50μm). El procedimiento automático desarrollado consta de varias fases: i) auto-alineamiento de los volúmenes reconstruidos de las muestras basado en la obtención y rotación de su eje de simetría; ii) caracterización estructural a lo largo de las dimensiones de cada objeto mediante técnicas de segmentación; iii) medida del volumen de aire atrapado entre capas.



## RESULTADOS

A partir de los cortes tomográficos (voxel de 14.3μm) se determinaron las dimensiones (promedio ± desviación estándar) de las estructuras internas de cada objeto impreso y se compararon con los valores nominales de diseño. Estos resultados pueden visualizarse en la FIGURA 2.





**Figura 2.** Valores medidos-nominales de las dimensiones de los objetos simples impresos 3D y del volumen de aire atrapado en la impresión.

## DISCUSIÓN

Las diferencias entre los valores medidos-nominales fueron compatibles con el diámetro de la boquilla y la altura de capa. El volumen de aire que queda atrapado entre las capas de la esfera es mayor que en el del cubo debido a la curvatura de estas, aunque el mayor número de caras internas que posee el cilindro provoca que su volumen de aire atrapado sea incluso mayor. Este procedimiento de control de calidad se aplicará a objetos más complejos que serán impresos con diferentes materiales e impresoras, evaluando a su vez la reproducibilidad de impresión.

## CONCLUSIONES

Este trabajo es un primer paso hacia la estandarización de métodos cuantitativos no destructivos para el control de calidad de fabricación de maniqués antropomórficos impresos en 3D de utilidad en física médica.

RESÚMENES

# ORALES SIMPOSIO TÉCNICOS





## SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA RTE

## DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS ENTRE TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE PRÓSTATA CON GEL ESPACIADOR O BALÓN RECTAL TRATADOS CYBERKNIFE M6 MLC

Palazón Cano, I. (1); García García, R. (1); Rodríguez Pérez, A. (1); Bobo Jaureguizar, A. (1); Sotoca Ruiz, A. (1)

(1) Hospital Ruber Internacional

PALABRAS CLAVE: PRÓSTATA, CYBERKNIFE, GEL ESPACIADOR, BALÓN RECTAL, DIFERENCIAS DOSIMÉTRICAS

### OBJETIVO

Comparación dosimétrica retrospectiva entre tratamientos de cáncer de próstata con MLC en Cyberknife M6 con balón rectal o gel espaciador

### MATERIAL Y MÉTODOS

Los datos dosimétricos de 12 casos de tratamientos en los que la preparación del paciente incluye balón rectal (BR) frente a 17 casos de tratamientos en los que se usó gel espaciador (GE) se analizan. En todos los planes se administraron 36.25 Gy en 5 fracciones. El planificador usado fue Precision con algoritmo de optimización VOLO (1). El algoritmo de cálculo fue FSPB habilitando lateral scaling. En todos los pacientes se implantaron cuatro fiduciales y los órganos de riesgo (OAR) fueron contorneados siguiendo el protocolo RTOG 0938/ PACE-B (2,3). Se analizan los datos de todos los órganos de riesgo para los límites de dosis usados en el Hospital Ruber Internacional.

### RESULTADOS

Piel, uretra, vejiga, recto y cabezas femorales mejoran con el uso de GE siendo destacable el V15 de vejiga, 21.85%  $\pm$  7.72% con BR a 15.1%  $\pm$  5.5% con GE (Fig. 1), así como el V34.4 de recto, 3.24 cc  $\pm$  1.69 cc (no cumple la tolerancia) a 1.41 cc  $\pm$  1.1 cc, respectivamente (Fig.2). Los planes con GE son más homogéneos (1.17 $\pm$ 0.03 vs 1.20 $\pm$ 0.03) y tienen un mejor CI (1.10 $\pm$ 0.03 vs 1.12  $\pm$ 0.04) También mejora ligeramente también la cobertura del PTV y el índice de gradiente (IG). En cuanto a los parámetros del plan empeoran el tiempo de tratamiento 21.59 $\pm$ 2.18 minutos para BR a 24.41 $\pm$ 2.76 para GE, las unidades monitor (UM), 16468.75 $\pm$ 2697.18 BR a 17511,28 $\pm$ 2322,73 GE y el número de haces, de 45.35  $\pm$ 7,69 para BR a 57,18  $\pm$ 9,19.

### CONCLUSIONES

La colocación del GE entre la próstata y el recto tiene consecuencias directas en la dosis que recibe el recto pero también tiene un impacto positivo sobre los demás órganos de riesgo, a excepción del bulbo del pene. El empeoramiento del bulbo del pene puede estar debido a una localización anatómica desfavorable en la serie de pacientes analizados. Aunque hay un ligero incremento en el tiempo, los haces y las UM es mínimo frente a la mejora de los OAR.

### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> SCHÜLER E, LO A, CHUANG CF, SOLTYS SG, POLLON EL, WANG L ET AL. CLINICAL IMPACT OF THE VOLO OPTIMIZER ON THE TREATMENT PLAN QUALITY AND CLINICAL TREATMENT EFFICIENCY FOR CYBERKNIFE. J APPL CLIN MED PHYS. 2020; 21(5): 38-47.
- <sup>2</sup> LUKKA HR, PUGH SL, BRUNER DW, BAHARY JP, LAWTON CAF, EFSTATHIOU JA ET AL. PATIENT REPORTED OUTCOMES IN NRG ONCOLOGY RTOG 0938, EVALUATING TWO ULTRAHYPOFRACTIONATED REGIMENS FOR PROSTATE CANCER. INT J RADIAT ONCOL BIOL PHYS. 2018; 102(2): 287-295.
- <sup>3</sup> BRAND DH, TREE AC, OSTLER P, VAN DER VOET H, LOBLAW A, CHU W ET AL. INTENSITY-MODULATED RADIOTHERAPY VERSUS STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY FOR PROSTATE CANCER (PACE-B): ACUTE TOXICITY FINDINGS FROM AN INTERNATIONAL, RANDOMISED, OPEN-LABEL, PHASE 3, NON-INFERIORITY TRIAL. LANCET ONCOL. 2019; 20 (11): 1531-1543.



## EL METAVERSO EN LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA: USO DE QUEST 2 COMO ALTERNATIVA A LOS MONITORES

Saez-Beltran, M. (1); Gómez Hinojal, L. (2); García Martín, A. (2); Aznar Durán, A. (2); Serrano Sanz, A. I. (2); Luengo Jiménez, J. (2); Herrero Manso, P. (2); Marina Martínez, A. (2); Príncipe Martínez, L. (2); Ferrer Gracia, C. L. (2); Huertas Martínez, C. (2); Plaza Núñez, R. (2); Sánchez López, R. (2); Mínguez Aguilar, C. (2); de la Monja rey, P. (2); Martínez Valdivia, J. L. (2); Gómez Romero, S. (2); yang, G. (2); Martínez Sánchez, M. (2); García Riñón, D. (2)

(1) Hospital Universitario La Paz, (2) Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: VIRTUAL REALITY, QUEST2, META, DOSIMETRÍA, SISTEMA DE PLANIFICACIÓN, PANTALLAS DE VISUALIZACIÓN.

### INTRODUCCIÓN

El objetivo es la evaluación de la posibilidad de uso de entornos virtuales de planificación de tratamientos de Oncología Radioterápica para superar las limitaciones físicas del entorno de los Servicios de Radiofísica, de hardware como es el tamaño de monitor o monitores, o de reunión con centros satélites.

Se ha explorado la posibilidad de uso de la realidad virtual en varios escenarios en los que la persona que planifica tiene que interaccionar con otras personas, dentro de un centro hospitalario

- Unipersona dentro de la red hospitalaria
- Unipersona desde el domicilio con acceso remoto al planificador
- Multipersona dentro de la red hospitalaria
- Multipersona con diferentes puntos de acceso

### MATERIALES Y MÉTODOS

Se cuenta con dos visores de la empresa Meta de realidad virtual VR, modelo Quest2, con 64 GB y 128 GB de memoria, sin QuestLink (cable al ordenador). Como planificador se cuenta con dos tipos de planificadores Monaco 5.51, uno de planificación de MR-Linac y otro para planificación de tratamientos de linac convencional. Cada planificador está situado en un centro diferente y con diferentes direcciones y máscaras de red. Se han evaluado diferentes programas que permiten la conexión a las estaciones de trabajo, que son proporcionadas por la tienda de aplicaciones de Meta en los visores. Se ha evaluado la posibilidad de establecer un espacio de trabajo virtual, posibilidad de creación de monitores virtuales, tanto en el Hospital como desde los domicilios. Las tareas que se han evaluado han sido fundamentalmente planificar y la elaboración de la ficha dosimétrica. Se han proporcionado las gafas a diferentes usuarios y se ha realizado una encuesta de ergonomía y facilidad de uso.

### RESULTADOS

De los programas evaluados, la aplicación Immerseed permite a las gafas Quest2 de Meta permiten establecer entornos de trabajo virtuales. Permite hasta 3 monitores de trabajo horizontales o verticales. Para el acceso desde los domicilios es necesaria el acceso remoto a la red del Hospital, ya que las limitaciones del Firewall no permite el streaming hacia el exterior. La resolución de las Quest2 limitan la resolución de las pantallas virtuales, a pesar que el tamaño virtual de los monitores es mayor. La velocidad de red del Hospital y la conexión Wifi disponible pueden ser factores limitantes cuando se realiza en remoto desde el domicilio. En la encuesta se expresa que es más cómoda la tarea visual (planificación) más que la que requiere atención al detalle (ficha dosimétrica). Los usuarios consiguen un mayor nivel de concentración. La presión de los correajes de la gafa dejan secuelas similares a las gafas de protección usadas durante el COVID.

### Discusión y Conclusiones

Es necesaria la colaboración con los Servicios de Informática para la instalación de los programas puente con las gafas. Los mayores niveles de concentración, el escritorio virtual y la no limitación de espacio visual hacen que se pueda plantear como alternativa para el trabajo con monitores.

### REFERENCIAS

1 <https://www.meta.com/es/en/quest/products/quest-2/>



# ESTRATEGIAS DE PLANIFICACIÓN DOSIMÉTRICA EN PROTONTERAPIA

Canals de las Casas, E. (1); Lorenzo, I. (1)

## OBJETIVO

Definir estrategias de abordaje en una planificación con protones

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los pasos para lanzar una planificación en Protonterapia son:

\* Al recibir una prescripción médica, analizaremos la anatomía del paciente y la colocación utilizada en la simulación. Este análisis de anatomía incluye identificar posibles materiales quirúrgicos. En el caso que sea cercano a nuestra lesión, tendremos que contornearlo y definir el material según informe quirúrgico.

\* Contornearemos toda la inmovilización utilizada con nuestra Roi External (incluyendo Body del paciente) e identificaremos la densidad del material utilizado, así como las estructuras de soporte como insertos de mesa.

- Al escoger las entradas de nuestros haces tenemos cuatro premisas importantes a cumplir:
- Que las zonas de interfase sean perpendiculares al haz
- Minimizar el recorrido del haz
- Evitar entradas por artrodesis
- Evitar dentro de lo posible zonas heterogéneas (Ver figura 1)

\*Caracterizar nuestros haces; separación entre spots, el margen lateral que queremos depositar de spots, layers que queramos incluir tanto distalmente como proximal, separación entre layers, etc, etc

\* Necesidad de "Range shifter" en el caso de volúmenes blanco superficiales. En caso de usarlo, será necesario hacer una viabilidad geométrica en máquina.

\* Definición de la robustez necesaria, tanto en rango, como en setup, como de movimiento de órgano (figura 1)

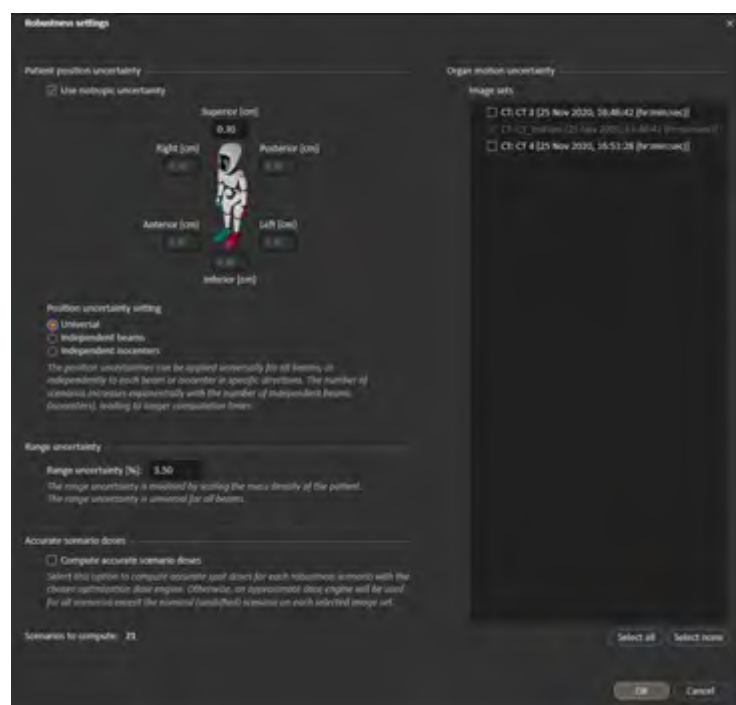


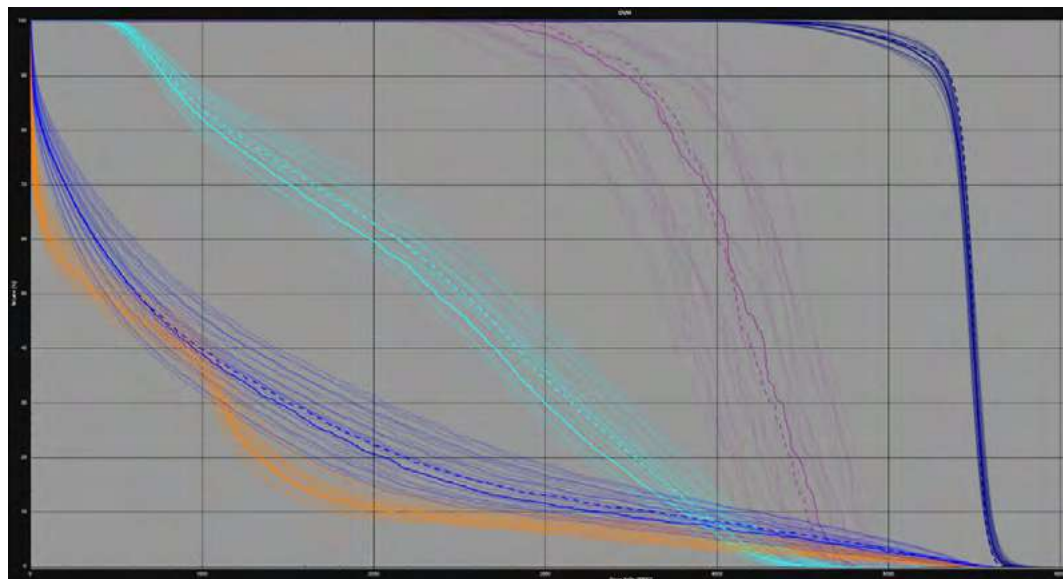
FIGURA 1: Definición de la robustez durante el proceso de planificación en RayStation.



## RESULTADOS

Una vez obtenido un plan, el análisis del mismo comprenderá tanto la evaluación de robustez (figura 2) necesaria para verificar que se satisfacen los criterios exigidos a la hora de la planificación, como la evaluación por parte de los especialistas en Radiofísica y Oncología Radioterápica.

FIGURA 2: Evaluación robusta de un plan de tratamiento cada línea representa el DVH de cada ROI en cada uno de los escenarios evaluados. Por ejemplo, el azul oscuro, representa el volumen blanco de la planificación.



## DISCUSIÓN

Además de las estrategias de planificación descritas, es preciso señalar la importancia de protocolos de simulación, uso de inmovilizaciones seguras y el entrenamiento del personal para asegurar la reproducibilidad del posicionamiento del paciente durante el curso de tratamiento. Las estrategias de planificación robusta contemplan la incertidumbre de posicionamiento del paciente debida a la actuación de los sistemas de imagen y posicionamiento, y, en su caso, al movimiento de órganos internos, pero no son capaces de compensar la falta de reproducibilidad del posicionamiento del paciente ni cambios mayores debido a llenado o vaciado de cavidades. Por otra parte, el uso de planificación robusta en los tratamientos de Protonterapia incrementa el tiempo de optimización debido al alto coste computacional de dichas técnicas de planificación.

## CONCLUSIONES

La obtención de planes robustos es una herramienta que permite abordar las incertidumbres dosimétricas que afectan a las distribuciones de dosis en la terapia con protones. No obstante, no deben descuidarse otros aspectos como la reproducibilidad de la inmovilización para asegurar la calidad y exactitud de estos tratamientos.

## SIMPOSIO DE TÉCNICOS: PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

### LA LABOR DEL TÉCNICO SUPERIOR EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO EN EL PROCESO DE GESTIÓN DE MODIFICACIÓN DE DOSIS ADMINISTRATIVAS

Uccello, O. (1); Jiménez García, A. (1); Mas Muñoz, I. (1); Vilar Palop, J. (1)

(1) Centro Nacional de Dosimetría

ABRAS CLAVE: DOSIMETRÍA PERSONAL, DOSIS ADMINISTRATIVAS

## INTRODUCCIÓN



Este trabajo presenta y analiza la labor del TSID en el proceso de modificación de dosis del Servicio de Dosimetría Personal Externa (SDPE) del Centro Nacional de Dosimetría (CND). Se examinan asimismo la carga de trabajo, las incidencias más habituales ocurridas, así como las posibles medidas a llevar a cabo y a tener en consideración para el futuro.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Para la elaboración del estudio se han recopilado las asignaciones de dosis administrativas y las modificaciones relativas a los dosímetros personales de solapa, muñeca y anillo realizadas durante el año 2022 en el SDPE del CND e incluidas en nuestra base de datos. También se han revisado los formularios de modificaciones de dosis recibidos en ese mismo año.

La dosis administrativa no está prevista en dosimetría de abdomen ni para la dosimetría de cristalino. Resultados

Durante el período de tiempo analizado se ha registrado un promedio mensual de 1.435 asignaciones de dosis administrativas, para un cómputo anual de 17.224 (FIGURA 1).

Por otro lado, a lo largo del año 2022, han sido modificadas un total de 4.599 dosis administrativas, con una media mensual de 383 modificaciones de dosis tramitadas por parte de los TSID.

Se han detectado además múltiples incidencias que pueden ocurrir a la hora de rellenar los formularios de modificaciones de dosis, que complican y retrasan la gestión del proceso, como por ejemplo: falta de datos en los formularios de modificación de dosis facilitados, errores accidentales en las indicaciones de los datos propuestos, empleo de formularios de modificación de dosis obsoletos, peticiones de modificaciones de dosis repetidas o solicitudes de modificaciones de dosis improcedentes.

Figura 1. Dosis administrativas asignadas en 2022

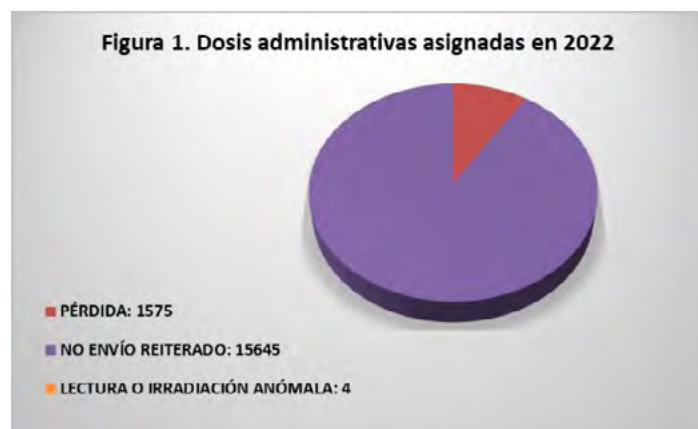
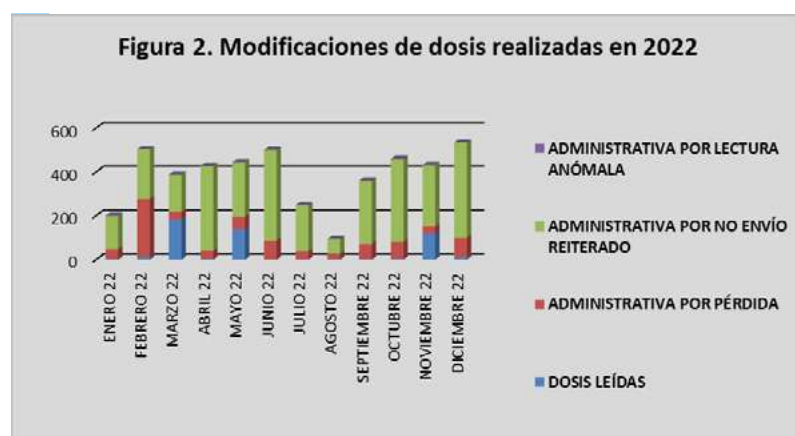


Figura 2. Modificaciones de dosis realizadas en 2022



## DISCUSIÓN

Como destaca la figura 2, la mayoría de los casos asociados al proceso de modificaciones de dosis se deben a la asignación inicial de una dosis administrativa por no envío reiterado o, con una incidencia menor, por pérdida. Muy pocos casos, en cambio, se relacionan con dosis leídas relacionadas a irradiaciones accidentales que no superen los límites establecidos o con dosis administrativas debidas a lecturas anómalas.



La labor del TSID consiste en verificar que las solicitudes de modificación de dosis procedan conforme a los criterios determinados, comprobar que los datos indicados en los formularios sean correctos y suficientes y en caso contrario contactar con los responsables de protección radiológica y finalmente ejecutar las modificaciones en las bases de datos del CND.

Entre las posibles actuaciones y para disminuir las incidencias detectadas, un correcto y apropiado uso de los formularios de modificación de dosis podría agilizar el proceso.

## CONCLUSIONES

El procedimiento de modificación de dosis supone una notable carga de trabajo, debido al elevado índice de usuarios que no remiten regularmente sus dosímetros para leer. Por tal motivo en el CND se ha involucrado al TSID, figura profesional cualificada en protección radiológica, para gestionar esa parte significativa del trabajo del SDPE.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GS-7.1 (REV. 1) (15/02/2006). REQUISITOS TÉCNICOS-ADMINISTRATIVOS PARA LOS SERVICIOS DE DOSIMETRÍA PERSONAL
- <sup>2</sup> REAL DECRETO 1029/2022, DE 20 DE DICIEMBRE, POR EL QUE SE APRUEBA EL REGLAMENTO SOBRE PROTECCIÓN DE LA SALUD CONTRA LOS RIESGOS DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A LAS RADIACIONES IONIZANTES.

# PROGRAMA PARA ESTIMAR LA DOSIS EFECTIVA A UN TRABAJADOR EXPUESTO EN CASO DE EMERGENCIA EN UN PROCEDIMIENTO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA

Luengo Jiménez, J. (1); De La Monja Rey, P. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); Plaza Nuñez, R. (1); Saez Beltran, M. (1)  
(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA, EMERGENCIA, DOSIS EFECTIVA, PROTECCIÓN, PROCEDIMIENTO, CÁLCULO, APLICACIÓN, PROGRAMA,

## INTRODUCCIÓN

El no retorno de la fuente de alta tasa a su posición es uno de los accidentes más graves que pueden suceder en radioterapia. Si ninguno de los sistemas de seguridad que hay en el exterior de la sala de tratamiento funcionan y se hace necesario entrar en la sala, estimar a priori la dosis efectiva que recibiría un trabajador expuesto sería de gran utilidad para calcular los tiempos de permanencia y minimizar los riesgos.

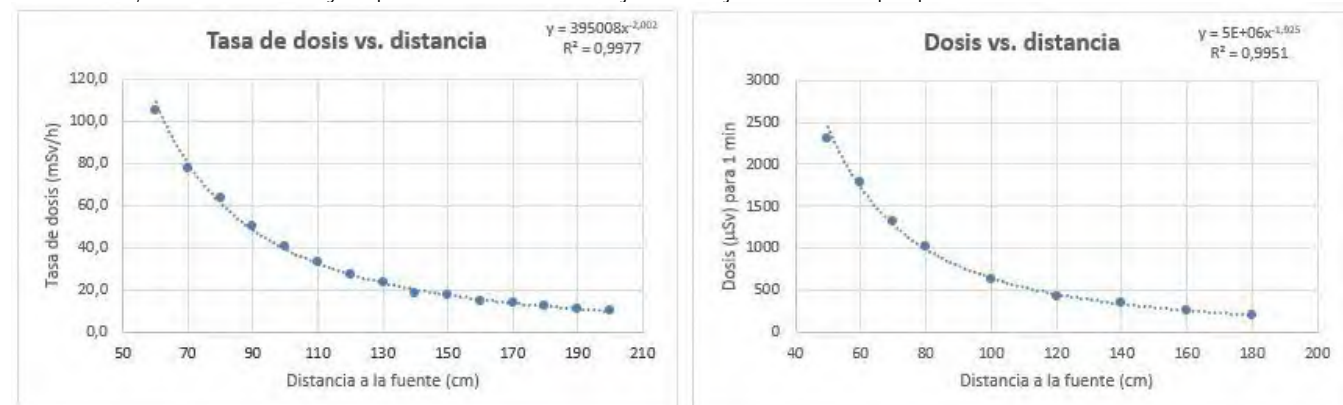
## MATERIAL Y MÉTODOS

Para este trabajo se utiliza un equipo de braquiterapia de alta tasa con sistema diferido de carga Microselectron (Elekta) y un detector de radiación Victoreen 451.

La fuente radiactiva <sup>192</sup>Ir tiene una semivida de 73,8 d y una energía gamma de 0,38 MeV.

Se ha comprobado la dependencia de la tasa de dosis y la dosis en función del inverso del cuadrado de la distancia. Se ha medido primero la tasa de dosis máxima recibida para diferentes distancias cámara-fuente (con permanencia de la fuente en el aplicador de 20 s). También se ha medido la dosis acumulada durante 60 segundos realizando mediciones en 12 distancias diferentes a la fuente entre 30 y 200 cm.

Finalmente, se ha elaborado y se presenta en este trabajo una hoja de cálculo que permite estimar de manera conservadora





Creamos una herramienta de cálculo rápido para medir la dosis efectiva partiendo de la información del TKRA del certificado de calibración de la fuente. Esta hoja nos permite cuantificar la dosis efectiva recibida por los trabajadores y poder gestionar las exposiciones, si fuera necesario, durante la emergencia (FIGURA 2).

## PROGRAMA DE CÁLCULO

### Estimación la dosis efectiva que recibiría un trabajador expuesto en caso de una emergencia en un procedimiento de braquiterapia de alta tasa

| Datos del certificado de calibración |        | Datos del accidente                    |        |
|--------------------------------------|--------|----------------------------------------|--------|
| Fecha calibración                    | 27-ene | Fecha accidente                        | 31-ene |
| TKRA inicial (cGycm <sup>2</sup> /h) | 40000  | TKRA accidente (cGycm <sup>2</sup> /h) | 38529  |
|                                      |        | Tiempo (s)                             | 60     |
|                                      |        | Distancia a la fuente (cm)             | 50     |

### Estimación de la dosis que se recibiría en caso de una emergencia

| Para la actividad máxima (10 Ci) | Para la actividad accidente |
|----------------------------------|-----------------------------|
| Tasa de dosis (mSv/h)            | 160,0                       |
| Dosis (μSv)                      | 2666,7                      |
| Dosis (mSv)                      | 2,7                         |
| % Límite dosis anual (*)         | 13,3                        |
| Tasa de dosis (mSv/h)            | 154,1                       |
| Dosis accidente (μSv)            | 2568,6                      |
| Dosis accidente (mSv)            | 2,6                         |
| % Límite dosis anual (*)         | 12,8                        |

(\*) Real Decreto 1029/2022, artículo 11: El límite de dosis efectiva para los trabajadores expuestos será de 20 mSv por año oficial.

La estimación que se realiza con esta herramienta es conservadora ya que no tiene en cuenta la atenuación del paciente ni el blindaje móvil de la sala.

## DISCUSIÓN

En caso de exposición de emergencia en un equipo de braquiterapia de alta tasa, con una fuente de <sup>192</sup>Ir, tenemos la posibilidad de calcular de forma instantánea la dosis recibida de los trabajadores expuestos utilizando una simple herramienta que nos ayudará a cuantificar la dosis efectiva recibida.

## CONCLUSIONES

En una situación de emergencia en un equipo de braquiterapia de alta tasa con <sup>192</sup>Ir es útil disponer de un medio rápido para valorar la dosis recibida por los trabajadores expuestos. En este entorno se cumplen las condiciones de la Ley de la inversa del cuadrado. Sobre esta base se ha creado una herramienta de cálculo rápido que nos da como resultado la dosis efectiva recibida partiendo de los datos del certificado de calibración de la fuente, la fecha en la que se produce la emergencia y en función de las condiciones de exposición del trabajador (tiempo y distancia).



## SIMPOSIO DE TÉCNICOS: OTROS

### **FUNCIONES DEL DOSIMETRISTA EN EL SERVICIO DE RADIOTERAPIA**

Parcerisa Torné, M. (1); Pujol Badia, R. (1)

(1) CST

Tipo de comunicación: Oral Simposio de Técnicos

Área temática: SIMPOSIO DE TÉCNICOS: Otros

#### FUNCIONES DEL DOSIMETRISTA EN EL SERVICIO DE RADIOTERAPIA

Unidad de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Consorci Sanitari de Terrassa. Barcelona.

Explicar las funciones de la dosimetría clínica, física y la protección radiológica que realiza el dosimetrista en el servicio de radiofísica del Hospital de Terrassa.

Distribuir el trabajo del dosimetrista a lo largo del año en diferentes funciones, empezando por las medidas diarias, divididas en geométricas y dosimétricas, las semanales con los controles IGRT y las mensuales con las calibraciones y medidas extensas del acelerador.

Empezamos las pruebas diarias con las medidas geométricas del acelerador donde nos aseguramos la estabilidad diaria de gantry, colimador, MLC, mesa, campos de tratamiento, láseres, telémetro.

Utilización de la cámara medidora QuickCheck para las medidas diarias del acelerador donde nos da la lectura de Energía, Simetría, Homogeneidad y Dosis para las energías de 6MV, 15MV y electrones.

Pruebas semanales de IGRT con el control del isocentro del IVIEW y del XVI junto al correcto movimiento de la mesa. Revisión mensual del acelerador con el montaje de la cuba de agua y las medidas geométricas extensamente.

Funciones de planificación de dosimetría clínica con las diferentes técnicas (3D-CRT, VMAT, SBRT) en función de las diferentes patologías tratadas.

Preparación de los QA de VMAT para su posterior verificación con el programa Verisoft en dosis absoluta 2D y 3D con sus respectivas tolerancias 2mm2% y 3mm3%. Verificación de las planificaciones con el programa Diamond de PTW.

Control de calidad del equipamiento (cámaras, detectores) con fuentes radiactivas para su posterior uso en medidas mensuales, medidas de área anuales, control de dosis.

Formación de futuros dosimetristas con la realización de las horas de prácticas anuales establecidas para el grado de radioterapia

Formación personal para seguir adaptando nuestro sitio de trabajo a las actuales tecnologías y avances de la radioterapia.

Presentación de posters o comunicaciones orales en congresos y jornadas, asistencia a ellos para dar a conocer nuestro trabajo y poder aprender técnicas y procesos nuevos haciendo una comparativa con todos los hospitales.



RESÚMENES

# POSTERS SIMPOSIO TÉCNICOS



## SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA RTE

## ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LA TÉCNICA VMAT Y 3D-CRT EN LA PATOLOGÍA DE RECTO CON PRESCRIPCIÓN 5X5

Parcerisa Torné, M. (1); Pujol Badia, R. (1); Ramírez Muñoz, T. (1); Infestas Maderuelo, Á. (1); Colomer Truyols, M. (1); López Muñoz, A. (1); Amat De Los Ángeles, D. (1); Frontera Solà, G. (1); Gallardo Cortiñas, U. (1); Peralta Adina, A. A. (1); Navarro Giménez, D. (1); Ambroa Rey, E. M. (1); García-Miguel Quiroga, J. (1); Valdivielso López, T. (1); Lizondo Gibert, M. (1); Lorenzo Rodríguez, Á. (1)

(1) Consorci Sanitari de Terrassa (CST)

## OBJECTIVOS

Realizar un estudio comparativo de la patología recto tratada con prescripción 5x5, entre la técnica VMAT y 3D-CRT.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Mediante el planificador *Monaco de Elekta*, se han planificado 12 pacientes con ambas técnicas (VMAT y 3D-CRT). Para poder comparar órganos de riesgo a igualdad de condiciones, se ha normalizado la dosis donde el 95% de la cobertura del PTV cubra el 98% del volumen.

## RESULTADOS

En el 100% de los pacientes calculados con VMAT, reducimos las dosis recibidas en intestino y vejiga. Además, en un 33% de los pacientes la dosis recibida en intestino se reduce más del 50% comparando con la técnica 3D-CRT.

Destacar también la D65cc de intestino, con una bajada media de 371cGy y en un caso concreto, de hasta 700cGy calculado en VMAT.

Si nos fijamos en la vejiga, en un 83% de los pacientes calculados en VMAT conseguimos reducir más del 50% la dosis que recibiría calculado en 3D-CRT.

Las cabezas femorales, aun y mejorar en un 91% de los casos, no serían destacables ya que hablamos de dosis muy por debajo del límite establecido para estos OAR.

|    |      | PTV1 (95%) | INTESTINO (1950cGy) | INTEST. (D65cc) cGy | VEJIGA (2220cGy) | C.F.D (2220cGy) | C.F.I (2220cGy) | D.MAX (2%) cGy  |
|----|------|------------|---------------------|---------------------|------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
|    |      | V95≥98%    | V1950<180CC         | D65CC<2500cGy       | V2220<40%        | V2220<40%       | V2220<40%       | D.MAX (2%)<107% |
| 1  | VMAT | 98,00%     | 148 cc              | 2274                | 6,63%            | 0,04%           | 0,71%           | 2562            |
|    | 3D   | 98,00%     | 332 cc              | 2587                | 58,37%           | 0,92%           | 2,08%           | 2629            |
| 2  | VMAT | 98,00%     | 66 cc               | 1959                | 5,12%            | 0,00%           | 0,00%           | 2591            |
|    | 3D   | 98,00%     | 137 cc              | 2361                | 47,38%           | 0,00%           | 0,00%           | 2585            |
| 3  | VMAT | 98,00%     | 77 cc               | 2085                | 2,87%            | 0,00%           | 0,00%           | 2614            |
|    | 3D   | 98,00%     | 145 cc              | 2517                | 36,49%           | 0,94%           | 0,66%           | 2603            |
| 4  | VMAT | 98,00%     | 150 cc              | 2329                | 9,49%            | 1,86%           | 2,67%           | 2617            |
|    | 3D   | 98,00%     | 565 cc              | 2469                | 21,14%           | 2,92%           | 2,18%           | 2557            |
| 5  | VMAT | 98,00%     | 61 cc               | 1907                | 5,16%            | 0,00%           | 0,01%           | 2593            |
|    | 3D   | 98,00%     | 66 cc               | 1960                | 21,47%           | 0,39%           | 0,73%           | 2599            |
| 6  | VMAT | 98,00%     | 24 cc               | 980                 | 8,51%            | 0,00%           | 0,00%           | 2574            |
|    | 3D   | 98,00%     | 30 cc               | 1433                | 29,02%           | 1,13%           | 0,13%           | 2564            |
| 7  | VMAT | 98,00%     | 28 cc               | 915                 | 5,47%            | 0,00%           | 0,00%           | 2609            |
|    | 3D   | 98,00%     | 30 cc               | 1378                | 9,16%            | 0,00%           | 0,00%           | 2575            |
| 8  | VMAT | 98,00%     | 75 cc               | 2041                | 0,01%            | 0,00%           | 0,00%           | 2596            |
|    | 3D   | 98,00%     | 90 cc               | 2345                | 1,28%            | 0,00%           | 0,02%           | 2706            |
| 9  | VMAT | 98,00%     | 25 cc               | 409                 | 3,49%            | 0,00%           | 0,00%           | 2609            |
|    | 3D   | 98,00%     | 46 cc               | 1147                | 11,33%           | 0,00%           | 0,00%           | 2548            |
| 10 | VMAT | 98,00%     | 38 cc               | 1577                | 3,05%            | 0,00%           | 0,00%           | 2594            |
|    | 3D   | 98,00%     | 62 cc               | 1904                | 21,71%           | 0,00%           | 0,21%           | 2561            |
| 11 | VMAT | 98,00%     | 25 cc               | 1544                | 0,04%            | 0,00%           | 0,04%           | 2584            |
|    | 3D   | 98,00%     | 61 cc               | 1901                | 9,83%            | 0,28%           | 1,94%           | 2628            |
| 12 | VMAT | 98,00%     | 62 cc               | 1905                | 13,24%           | 0,00%           | 0,00%           | 2616            |
|    | 3D   | 98,00%     | 92 cc               | 2378                | 22,99%           | 2,51%           | 2,03%           | 2610            |





## CONCLUSIONES

Las planificaciones con la técnica VMAT suponen una reducción de dosis en OAR considerable, además de dar una cobertura superior al PTV reduciendo máximos de dosis a paciente.

Aun así, hay que valorar individualmente cual es la mejor técnica en cada caso en función del cumplimiento de cobertura y OAR.

# ESTUDIO COMPARATIVO DE LA PLANIFICACIÓN DE IRRADIACIÓN DE MAMA SIMPLE UTILIZANDO LA HERRAMIENTA EZFLUENCE VS PLANIFICACIÓN MANUAL

Pérez Sánchez, J. M. (1); Lambisto Castro, D. (1); Cortés González, A. M. (1); Aliana González, R. (1); Estrella Blancafort, M. (1); Monreno Martínez, V. (1)

(1) Instituto Catalán de Oncología, Hospital Josep Trueta, Girona

## INTRODUCCIÓN

EZFluence es una herramienta dosimétrica de la empresa de software Radformation que, dado un campo abierto, genera segmentos de manera automática para homogeneizar la dosis recibida por un volumen blanco.

En el siguiente trabajo se evalúa el rendimiento de la herramienta EZFluence para automatizar la planificación dosimétrica en cáncer de mama, comparándolo con la planificación realizada por un dosimetrista experto.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Seleccionamos 29 pacientes con patología mamaria (13 mama derecha, 16 izquierda), tratados a 2.67Gy /fracción durante 15 sesiones con un solo volumen de irradiación (PTV1), normalizadas a la dosis de prescripción y calculadas con el algoritmo AAA de Eclipse. Realizamos dos planes dosimétricos: uno hecho por un dosimetrista experto con dos campos tangenciales y segmentos (FiF); utilizando la misma geometría, obtenemos un nuevo plan con segmentos creados por EZFluence (EZF).

Todos los campos y segmentos usados son de 6MV, excepto los segmentos de una paciente que son de 15MV.

Para PTV1, recogemos del Histograma Dosis-Volumen (DVH) los siguientes parámetros: D98%, D2% y V95%; para el pulmón homolateral anotamos V20Gy y V5Gy y, en mamas izquierdas, obtenemos la dosis media recibida por el corazón. También anotamos el tiempo invertido con los dos métodos. Para ver si las diferencias observadas son significativas estadísticamente ( $p < 0.01$ ), se realiza una prueba t de Student para cada parámetro.

## RESULTADOS

EZFluence proporciona un ahorro de tiempo estadísticamente significativo, pasando de un tiempo mediano de 11m 19s a 6m y 28 (ahorro de 4m y 51s un 43% del tiempo empleado por el dosimetrista experto)

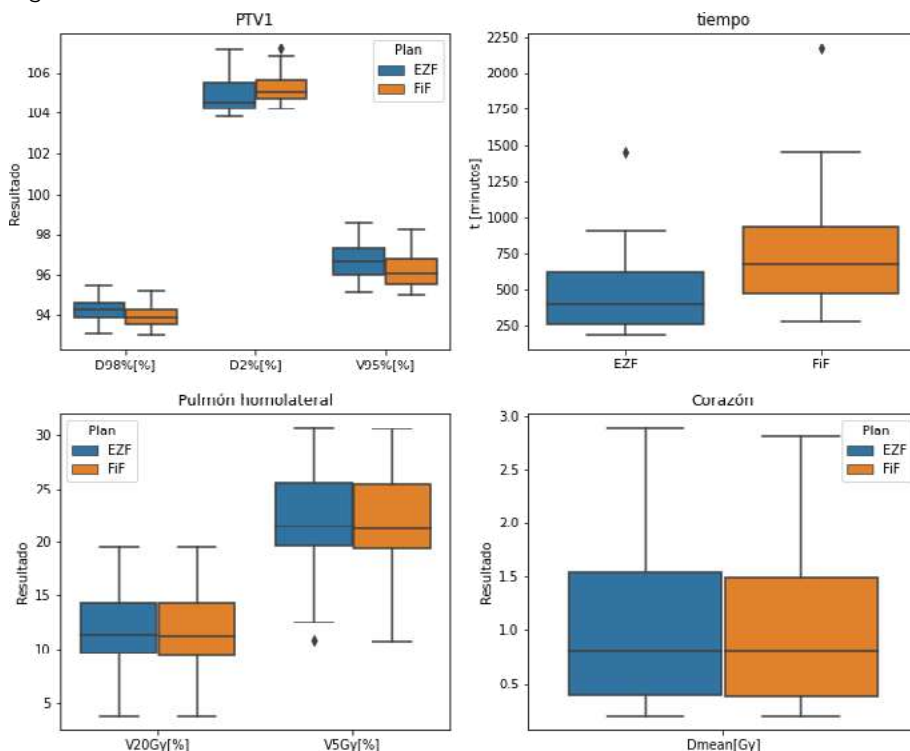
El resto de parámetros analizados no presentan diferencias estadísticamente significativas, aunque para PTV1 observamos una ligera mejora en los parámetros del DVH, con una disminución de D2%, y un aumento del D98% y del V95% al usar EZFluence. Por el contrario, los parámetros analizados para los órganos de riesgo empeoran muy ligeramente. Ver Tabla1 y Figura1.



Tabla1

|             |                   | EZF                       | FiF                       | p-valor |
|-------------|-------------------|---------------------------|---------------------------|---------|
| PTV1        | <i>D98 [%]</i>    | 94.30<br>[93.90,94.60]    | 93.90<br>[93.60,94.30]    | 0.04    |
|             | <i>D2 [%]</i>     | 104.50<br>[104.20,105.50] | 105.00<br>[104.7,105.60]  | 0.08    |
|             | <i>V95 [%]</i>    | 96.66<br>[95.97, 97.29]   | 96.02<br>[95.55,96.80]    | 0.31    |
| P. Homolat. | <i>V20Gy [%]</i>  | 11.386<br>[9.627,14.372]  | 11.233<br>[9.459,14.275]  | 0.93    |
|             | <i>V5Gy [%]</i>   | 21.473<br>[19.748,25.571] | 21.251<br>[19.466,25.448] | 0.91    |
| Corazón     | <i>Dmean [Gy]</i> | 1.298<br>[0.983,2.008]    | 1.256<br>[0.927,1.966]    | 0.93    |
|             | <i>tiempo [s]</i> | 388<br>[258,612]          | 679<br>[467,931]          | <0.01   |

Figural



## DISCUSIÓN

EZFluence proporciona dosimetrías equivalentes a las obtenidas por un dosimetrista experto, disminuyendo el tiempo empleado en su realización.

Cabe esperar que, si el mismo proceso lo realizara un técnico menos entrenado y con menos experiencia, los resultados obtenidos serían peores a los aquí expuestos, tanto a nivel de tiempo invertido, cobertura de PTV y preservación de órganos de riesgo.

Como aspecto negativo, EZFluence no contempla la posibilidad de generar segmentos con energía distinta a la del campo tangencial. En casos de mamas de volumen grande, debemos crear los segmentos con distinta energía manualmente.



## CONCLUSIONES

EZFluence aumenta el proceso de automatización y estandarización en la planificación de cáncer de mama con radioterapia suponiendo, además, un ahorro de tiempo sustancial en dicho proceso.

### Leyendas

Tabla1: Para los parámetros indicados, se muestra la mediana junto con el primer y tercer cuartil (entre corchetes), así como el p-valor de la prueba T-Student

Figural: representación gráfica de los datos de la tabla 1. Eje de ordenadas como porcentaje de la dosis de prescripción o como porcentaje del volumen del órgano analizado

---

## CANCER DE MAMA: PLANIFICACION 3D VS VMAT

García Martín, A. (1); Gomez Hinojal, L. (2); Huertas Martinez, C. Á. (2); Plaza Nuñez, R. (2); Sáez Beltrán, M. (2)

(1) Hospital Universitario La paz

PALABRAS CLAVE: CÁNCER, MAMA, VMAT, 3D, PTV, ÓRGANOS DE RIESGO

### INTRODUCCION Y OBJETIVOS

Desde los inicios de la radioterapia han ido surgiendo numerosos avances tecnológicos, que hoy en día nos ofrecen diversas opciones para la planificación del cáncer de mama.

En este estudio se comparan las dosimetrías entre radioterapia convencional 3D (3DCRT) y radioterapia volumétrica de arcos modulados (VMAT).

### MATERIAL Y METODOS

Se analizaron retrospectivamente los datos dosimétricos de seis pacientes tratadas de cáncer de mama en el Hospital Universitario La Paz, cuyas planificaciones habían sido realizadas con ambas técnicas.

Para realizar dicho análisis se tuvieron en cuenta tanto los volúmenes objetivo (PTV) como los órganos de riesgo (OAR) asociados a esta patología. Todas las pacientes fueron tratadas con boost integrado de 48Gy, mientras que la mama y las cadenas ganglionares recibían 40.05Gy.

Para realizar los cálculos de dosis de los tratamientos VMAT se usa el planificador Mónaco (v5.51.11.) y los cálculos 3D se realizan en un planificador XIO-Patch V5.10.03 (Linux)

### RESULTADOS

Se pudieron observar diferencias significativas en las dosis máximas del PTVp ( $p=0.046$ ) y el V16Gy del pulmón ipsilateral ( $p=0.046$ ). Se observaron también pequeñas diferencias en otros valores. En el Anexo 1 se recogen las medianas de los valores correspondientes a todas las variables analizadas, así como los volúmenes correspondientes de los PTV.

### DISCUSION Y CONCLUSIONES

Ambos métodos de planificación cumplen con los límites estándar marcados por Galbraith-Emami, et al, por lo que se necesitan más estudios para establecer que un método sea preferible con respecto al otro.

### REFERENCIAS

- <sup>1</sup> 1. GALBRAITH-EMAMI, S., & LOBSTEIN, T. (2013). THE IMPACT OF INITIATIVES TO LIMIT THE ADVERTISING OF FOOD AND BEVERAGE PRODUCTS TO CHILDREN: A SYSTEMATIC REVIEW. OBESITY REVIEWS : AN OFFICIAL JOURNAL OF THE INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR THE STUDY OF OBESITY, 14(12), 960–974. [HTTPS://DOI.ORG/10.1111/obr.12060](https://doi.org/10.1111/obr.12060)



## ANÁLISIS DE ALGUNOS INDICADORES DE CALIDAD DEL PROCESO RADIOTERÁPICO EN PACIENTES DE CÁNCER DE PRÓSTATA Y PULMÓN

López Luque, R. (1); Pallarés Moreno, C. (1); Reyes Ortiz, P. (1); Guirado Llorente, D. (1)

(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, GARANTÍA DE CALIDAD, INDICADORES DE CALIDAD

### INTRODUCCIÓN

En radioterapia, además del control de calidad del equipamiento y de los aspectos técnicos de los procedimientos empleados, es necesario analizar indicadores globales relacionados con lo que entendemos por aseguramiento de la calidad. Entre ellos podrían citarse los tiempos requeridos en cada fase de un programa de radioterapia o las incidencias registradas en el proceso completo.

En este trabajo se estudian algunos aspectos que influyen en la calidad global de la radioterapia, como los tiempos entre distintas fases del procedimiento o el número de incidencias en la verificación de la posición del paciente antes de aplicar el tratamiento.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se han analizado los registros de 289 pacientes con cáncer de próstata (223) y pulmón (70) tratados en un acelerador Elekta Infinity, asociado a la red Mosaiq, entre julio de 2020 y diciembre de 2022. También se emplearon otras bases de datos de elaboración propia, en las que se registran los datos de los desplazamientos necesarios tras las pruebas de imagen previas al tratamiento.

Se han estudiado los desplazamientos medios sistemáticos de la posición de tratamiento respecto de la posición determinada en la simulación (DS), los tiempos entre simulación y comienzo de los tratamientos (TST), el número de procedimientos de imagen (cone beams) realizados para cada paciente (NCB) y el número de incidencias en los desplazamientos detectados tras el registro (NI); se entiende como incidencia un desplazamiento mayor de 0.5 cm en una de las coordenadas.

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El valor medio del TST es de 21 días, con una desviación típica de 10 días. En los últimos seis meses del período analizado hay mucha menos dispersión en los TST, 3.7 días, pero el valor medio de ese tiempo ha aumentado hasta los 23 días.

El valor de DS ha disminuido con el tiempo (FIGURA 1B). En el primer período analizado fue de 0.6 y 0.7 cm para próstata y pulmón, respectivamente, para pasar a 0.4 cm para ambas localizaciones en el último período; esto refleja una mejora de los métodos de trabajo. También es destacable que la dispersión entre pacientes para este valor del desplazamiento total era mayor inicialmente: se ha pasado de una desviación para la muestra completa de 0.3 cm en los seis primeros meses hasta 0.2 cm en los seis últimos.

El NCB para los casos de próstata se ha mantenido constante, se realizan de media 17 verificaciones por paciente (FIGURA 2A). En el caso del pulmón, la media global es de 9 NCB por paciente, pero ha aumentado a lo largo del período estudiado de 5 a 10.

El valor medio del cociente entre NI y NCB ha aumentado para la muestra completa, aunque se ha mantenido prácticamente constante en los casos de próstata, 0.29, y ha aumentado significativamente para los casos de pulmón: de 0.19 en los seis primeros meses a 0.44 en los seis últimos.

### CONCLUSIONES

Mediante los registros disponibles ha sido posible realizar un análisis de varios índices de calidad que nos permitirá establecer acciones de mejora en nuestros procedimientos.

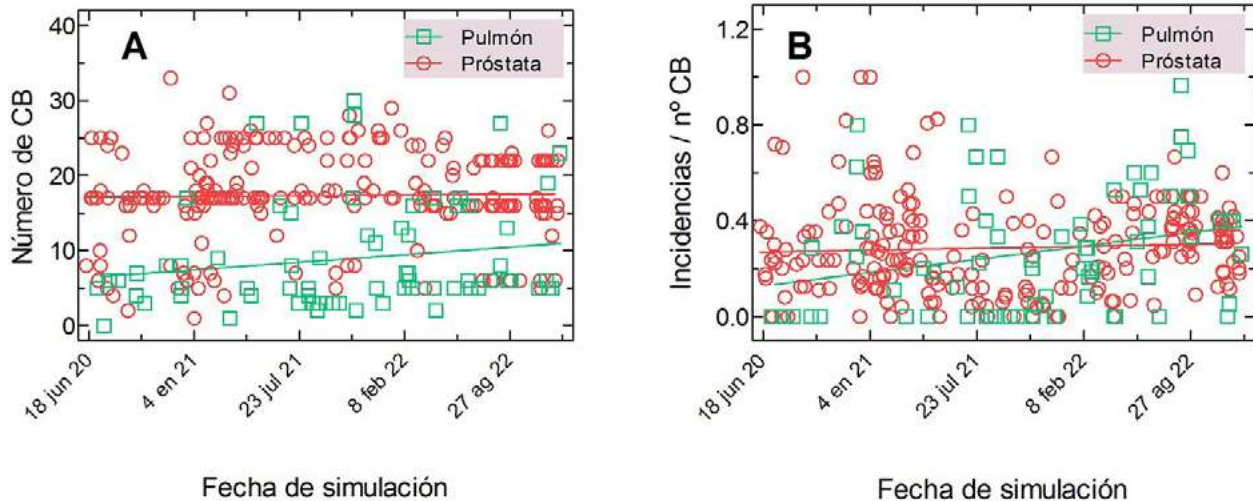


Figura 2. (A) Número de verificaciones de la posición del paciente mediante el sistema de imagen (*cone beam*) por paciente a lo largo del período analizado. (B) Número de incidencias (desplazamientos en alguna coordenada mayores de 0.5 cm) dividido por el número de *cone beams* por paciente a lo largo del período estudiado.

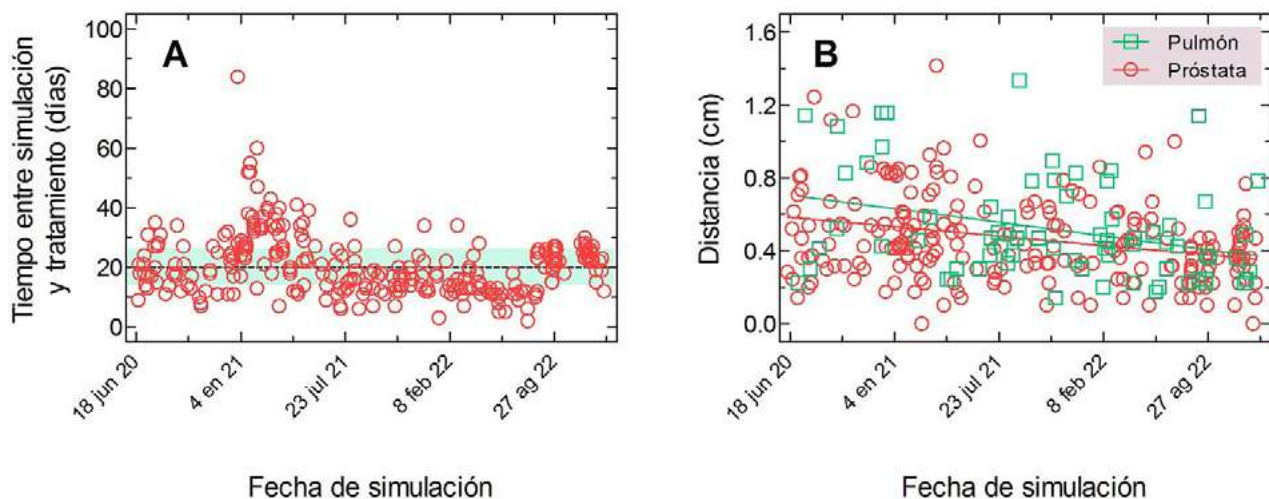


Figura 1. (A) Tiempo entre la simulación y el comienzo del tratamiento para la muestra completa de pacientes. La zona sombreada en color verde indica el intervalo entre los percentiles 25 % y 75%. (B) Desplazamiento medio entre la posición establecida en la simulación y la necesaria en el tratamiento tras las tres primeras verificaciones con el sistema de imagen, se calcula como:

$$\sqrt{(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2}$$

## ANÁLISIS MEDIANTE DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO DE LA REPRODUCIBILIDAD DEL POSICIONAMIENTO CON UN NUEVO INMOVILIZADOR DE HOMBROS EN TRATAMIENTOS DE CABEZA Y CUELLO

Pérez Estables, Y. P. (1); Baquerizo Castán, M. (1); Martínez Casbas, C. (1); Sánchez Cano, F. J. (1); Aguirre Collado, A. (1); García Romero, A. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza

PALABRAS CLAVE: INMOVILIZADOR, DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO, COMPARACIÓN GAMMA



## OBJETIVO

Se pretende evaluar la reproducibilidad del posicionamiento con un nuevo inmovilizador de hombros en tratamientos de cabeza y cuello con una herramienta de dosimetría de tránsito y con imagen diaria. El análisis incluye comparar los resultados con los de la inmovilización previa.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El nuevo inmovilizador (CIVCO) tiene un mecanismo sencillo (figura 1), que estira los brazos al paciente, bajando su posición y tratando de fijarla entre fracción y fracción. El inmovilizador antiguo, es un plano con retractores de hombros que presenta deterioro con problemas de reproducibilidad conocidos.



FIGURA 1.- Nuevo inmovilizador de hombros.

Los tratamientos se imparten en un acelerador True Beam (Varian Medical Systems). Se pretende analizar el CBCT de posicionamiento día tras día utilizando el montaje de video que realiza la aplicación "offline review" con la imagen, una vez corregido el posicionamiento del paciente. También se analiza la dosimetría de tránsito medida con el EPID que nos da el sistema PerFraction (Sun Nuclear). Los tratamientos impartidos son siempre de VMAT y el EPID recoge la imagen en modo integrado, comparando arco a arco la dosis

recibida con la prevista a partir del plan exportado del paciente a la plataforma Sun Check, estando el EPID calibrado en dosis absorbida de tránsito. El video proporciona un análisis cualitativo del movimiento interfacción mientras que PerFraction cuantifica a través de la métrica de comparación gamma entre ambas distribuciones. La métrica nos proporciona el % de puntos que superan una diferencia de 5%/3 mm, siendo el 100% de la dosis el máximo para el mapa de cada arco, con umbral del 10% de dosis.

Se han analizado, exportando los datos de PerFraction a Excel, 4 pacientes con el nuevo inmovilizador y 4 pacientes con el antiguo, por lo que se tienen aproximadamente 480 comparaciones a analizar (en promedio 2 arcos x 30 fracciones x 8 pacientes).

## RESULTADOS

En la figura 2 se presentan todas las comparaciones gamma realizadas expresadas como tasa de paso gamma en %, siendo una tasa cercana a 100 el buen acuerdo entre medida y previsión y estando las tasas por debajo del 90% consideradas como un mal acuerdo entre medida y previsión. En el caso del inmovilizador antiguo, el video revela frecuentes cambios de posición en los retractores de hombros que al interponerse se traducen en dosis medidas menores que las esperadas en el EPID. El inmovilizador nuevo muestra cambios en el posicionamiento de los hombros de menor amplitud que los registrados con el antiguo y unas tasas de paso que no suelen bajar del 90% para todos los arcos en todas las fracciones.

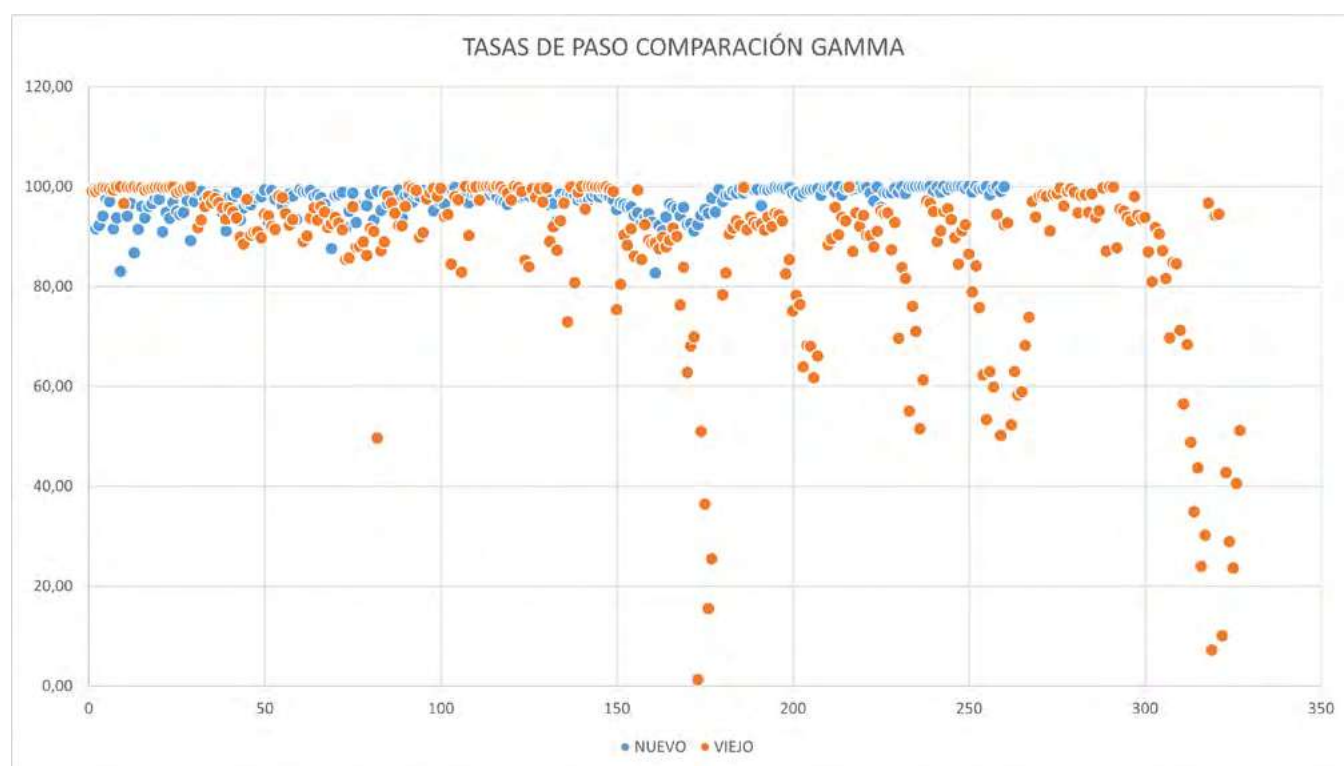


FIGURA 2.- Comparativa de tasas de paso para todas las fracciones analizadas y los dos inmovilizadores. Conclusión

El nuevo inmovilizador de hombros mejora la reproducibilidad interfacción considerablemente, tanto cualitativa como cuantitativamente, y se aconseja su puesta en funcionamiento clínico como prioritaria. La dosimetría de tránsito es un método sencillo que permite evaluar, entre otras cosas, cambios en los dispositivos de inmovilización con respecto a lo previsto en el plan inicial.

## IMPACTO DOSIMÉTRICO DEL INMOVILIZADOR DE CABEZA Y CUELLO EN LOS TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA

Pujol Badia, R. (1); Parcerisa Torne, M. (1); Infestas Maderuelo, A. (1); Ramírez Muñoz, T. (1); Lopez Muñoz, A. B. (1); Amat de los Angeles, D. (1); Frontera Solà, G. (1); Gallardo Cortiñas, U. (1); Peralta Adina, A. A. (1); Ambroa Rey, E. M. (1); Gacia-Miguel Quiroga, J. (1); Valdivielso López, T. (1); Lizondo Gibert, M. (1); Navarro Giménez, D. (1); Lorenzo Rodríguez, A. (1); Colomer Truyols, M. (1)

(1) Consorcio Sanitario de Terrassa

Impacto dosimétrico del inmovilizador de cabeza y cuello en los tratamientos de radioterapia

## INTRODUCCIÓN

Los efectos que producen los elementos inmovilizadores del paciente en la distribución de dosis de un tratamiento son dos: el aumento de la dosis en superficie y la atenuación con la profundidad.

Con este trabajo se pretende valorar qué diferencias se observan en los PTVs y OARs al introducir en el planificador el inmovilizador de cabeza y cuello iBEAM evo Extension H&N (ELEKTA).

## MATERIAL Y MÉTODOS

Con el planificador Monaco 5.51.10 de Elekta se han planificado un total de 27pacientes: 9 ORL con VMAT, 9 SNC con VMAT y 9 de SNC con 3D-CRT.

Para realizar la comparación se ha incorporado en los planes el inmovilizador iBEAM evo Extension H&N, manteniendo los mismos parámetros aplicados al tratamiento administrado. Se han registrado las diferencias en cobertura al PTV y variaciones de los OARs.

## RESULTADOS

En los ORL calculados con VMAT hemos observado una atenuación en la cobertura del PTV de 1,4% de media, siendo la máxima 3,0% y la mínima 0,5%.

En los SNC planificados con VMAT se ha obtenido para el PTV una diferencia media de cobertura del 1,0%, la máxima del 2,4% y la mínima del 0,4%.

Y en los SNC con 3D-CRT ha resultado para el PTV una diferencia media de cobertura del 2,4%, una máxima del 5,8% y una mínima del 0,7%.

“Ver tabla 1”

Las diferencias obtenidas en los OARs se consideran despreciables, siendo las máximas del orden de décimas de Gray.

|      | ORL  | SNC (VMAT) | SNC (3D) |
|------|------|------------|----------|
| 1    | 0,8% | 0,7%       | 1,6%     |
| 2    | 1,9% | 2,4%       | 5,8%     |
| 3    | 0,7% | 1,1%       | 0,7%     |
| 4    | 0,5% | 0,8%       | 2,7%     |
| 5    | 2,1% | 0,9%       | 4,2%     |
| 6    | 0,6% | 0,4%       | 1,8%     |
| 7    | 3,0% | 0,9%       | 0,7%     |
| 8    | 0,5% | 1,3%       | 0,8%     |
| 9    | 2,1% | 0,5%       | 3,2%     |
| max  | 3,0% | 2,4%       | 5,8%     |
| min  | 0,5% | 0,4%       | 0,7%     |
| mean | 1,4% | 1,0%       | 2,4%     |

**Tabla1. Diferencias cobertura PTV**



## CONCLUSIONES

Es importante tener en cuenta el efecto de los inmovilizadores en la planificación de tratamientos. En las planificaciones con técnica VMAT las diferencias de cobertura del PTV son menores a las 3D-CRT debido a que la VMAT administra la dosis a lo largo de un arco entero, en lugar de incidencias concretas de campos estáticos, como ocurre en la 3D-CRT. Si a esto le añadimos que en algún caso los campos inciden directamente en la mesa, antes de atravesar al paciente, el efecto atenuador del inmovilizador se acentúa.

Como ya hemos señalado, las diferencias en OARs son insignificantes.

## TRATAMIENTO PACIENTE INYECTADO, CON RADIOISOTOPO, EN RADIOTERAPIA

Muñoz Espejo, M. (1); Manzano Martínez, F. J. (1); Luque Espejo, B. (2)

(1) Vithas Sanidad Málaga Internacional, (2) SAS

### INTRODUCCIÓN

En algunas ocasiones los mismos pacientes que están recibiendo tratamiento de radioterapia necesitan hacerse pruebas en Medicina Nuclear, las que suelen realizarse en los mismos días en los que se dan el tratamiento de Radioterapia.

Como protocolo se establece que primero se den el tratamiento de Radioterapia y posteriormente el paciente se realice la prueba de Medicina Nuclear, pero hay ocasiones en las que no se puede seguir este protocolo por lo que el paciente llega inyectado con isótopo radiactivo al tratamiento de Radioterapia.

Ante la preocupación de los trabajadores de Radioterapia por la exposición a radiación en el tratamiento de estos pacientes inyectados se hizo un seguimiento de paciente para ver qué exposición podían recibir los trabajadores.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Para la medición utilizamos dosímetros de lectura directa para dos de los trabajadores que están en turnos rotatorios y no tienen dosímetro personal, con lo que solo cuentan con dosimetría de área para la asignación de sus dosis mensuales. Y para el tercer trabajador se utilizó su propio dosímetro personal.

El trabajador con dosímetro personal se colocó su dosímetro como lo hace diariamente.

Los otros dos trabajadores se colocaron el dosímetro de lectura directa en el momento de entrar en contacto con el paciente inyectado.

### RESULTADOS

La dosimetría acumulada en los dos trabajadores con dosímetro de lectura directa fue:

- Trabajador 1: 1  $\mu$ Sv
- Trabajador 2: 2  $\mu$ Sv

Para el trabajador con dosímetro personal se espero a recibir la lectura mensual de su dosímetro, la cual era Fondo. Imagen 1.

### CONCLUSIONES

Con los valores obtenidos podemos decir que la estimación mas desfavorable seria tener 50 pacientes en las mismas condiciones cada mes para asignar 0.1 mSv al historial dosimétrico de los trabajadores.

Si se dieran tales condiciones se avisaría a Nuestro Servicio, para realizar las medidas oportunas.

## VALIDACION FUNCIONAL DE SOFTWARE DOSIMÉTRICO PERFRACCIÓN EN VERIFICACIONES PRE-TRATAMIENTO

García Rescalvo, A. (1); Ortiz López, R. (1); Segura Arribas, S. (1); Medina Céspedes, M. (1); Polo Cezón, R. (1); Bayón Llera, J. (1); Eugui Martínez, R. (1); Jiménez González, J. M. (1)

(1) Hospital Rey Juan Carlos



PALABRAS CLAVE: QA PACIENTE, CÁLCULO REDUNDANTE, PERFRACTION, DELTA4, VERIFICACIÓN PRE-TRATAMIENTO, DOSIMETRÍA PORTAL.

## Antecedentes y propósito

Validación funcional del software PerFraction (SunNuclear) como herramienta de verificación pre-tratamiento, tanto para técnica conformada 3D como de intensidad modulada..

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza una intercomparación basada en análisis gamma 2D entre el PerFraction (Sun Nuclear, Melbourne, FL) y el Delta4 (ScandiDos AB, Uppsala, Suecia), siendo este último el detector que se ha venido utilizando en nuestro servicio para la verificación pre-tratamiento de todos los pacientes.

El software PerFraction analiza la dosis impartida sobre el panel de dosimetría portal EPID en dos esquemas: Fracción 0 (plan de tratamiento se entrega directamente sobre el EPID al aire) y Fracción N (monitorización tratamiento pacientes), el que nos ocupa en este trabajo es el primero.

El detector Delta4 dispone de 1069 diodos (0,039 mm<sup>3</sup>) sobre un array 2D en dos planos ortogonales con una resolución espacial de 5 mm en el área central (6x6 cm<sup>2</sup>) y 1 cm en el resto (20x20cm<sup>2</sup>).

Se dispone de un acelerador lineal VersaHD (Elekta, Estocolmo, Suecia) con un multiláminas modelo Agility, con 80 pares de láminas y el software IVIEW que recoge los segmentos de tratamiento.

Se irradian sobre el EPID 15 tratamientos de VMAT de diferentes localizaciones (pulmón, próstata, ORL, mama) y se comparan con las distribuciones de dosis medidas sobre el Delta4.

## RESULTADOS\*

|           | Gamma local (3%3mm,umbral 10%) |        | Gamma local (3%2mm,umbral 10%) |        | Gamma local (2%2mm,umbral 10%) |        |
|-----------|--------------------------------|--------|--------------------------------|--------|--------------------------------|--------|
| Patología | Fracción 0                     | Delta4 | Fracción 0                     | Delta4 | Fracción 0                     | Delta4 |
| Paliativo | 99,54                          | 99,68  | 99,54                          | 99,20  | 97,50                          | 95,20  |
| Próstata  | 98,90                          | 98,94  | 98,90                          | 97,10  | 98,94                          | 90,40  |
| Mama      | 99,00                          | 98,91  | 99,80                          | 98,10  | 98,91                          | 96,70  |
| ORL       | 99,50                          | 99,36  | 94,30                          | 96,50  | 95,24                          | 92,70  |
| Mama      | 99,80                          | 99,42  | 98,00                          | 99,40  | 92,74                          | 98,60  |
| Próstata  | 100,00                         | 99,12  | 99,29                          | 100,00 | 94,83                          | 99,70  |
| Mama      | 100,00                         | 100,00 | 97,00                          | 98,30  | 99,95                          | 97,70  |
| Próstata  | 99,96                          | 99,07  | 99,86                          | 97,10  | 93,41                          | 90,40  |
| Pelvis    | 100,00                         | 99,70  | 100,00                         | 99,30  | 99,03                          | 96,30  |
| Mama      | 99,26                          | 99,62  | 94,91                          | 97,60  | 93,00                          | 95,70  |
| Mama      | 98,33                          | 99,89  | 97,00                          | 97,70  | 97,67                          | 94,70  |
| Pulmon    | 98,88                          | 99,98  | 96,50                          | 99,20  | 99,23                          | 98,00  |
| Próstata  | 100,00                         | 99,77  | 99,92                          | 98,20  | 98,77                          | 95,50  |
| Recto     | 100,00                         | 99,99  | 100,00                         | 99,30  | 99,99                          | 97,90  |
| Próstata  | 99,23                          | 97,29  | 98,39                          | 99,60  | 96,06                          | 98,20  |

TABLA 1

En la TABLA 1 se muestran los resultados gamma promedio con unos criterios de evaluación de 3%3mm, 3%2mm. y 2%2mm. (gamma local, umbral 10%). En todos los casos se obtienen tasas de aprobación por encima del 95% para el criterio estándar de validación de tratamientos (3%3mm), con diferencias no significativas siendo más restrictivos pero siempre por encima del 90%.

## DISCUSIÓN

Analizando ventajas e inconvenientes de ambos sistemas, a priori se esperarían mejores resultados con el EPID por tener mayor resolución que Delta4, aunque a la vista de las medidas no hay diferencias significativas.





Por otro lado, una limitación de la medida de pacientes con EPID es el tamaño máximo de campo del tratamiento ya que no puede ser mayor de 25 cm para no irradiar electrónica del sistema. De todas formas, en este trabajo se ha comparado sin superar este tamaño. Además, la calibración del Delta4 es única e independiente de intervenciones del acelerador, el software de PerFraction precisa de recalibración cada vez que una intervención afecte al EPID.

En el caso del Delta4, la medida se adquiere en dos planos ortogonales simultáneamente, mientras que el EPID permite medir en cualquier angulación en todo momento. Por último, existe otra fuente de incertidumbre en la medida con el Delta4 asociada a la mesa del acelerador, algo que no ocurre con PerFraction.

#### CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos y con los pros y contras de cada sistema, se puede concluir que el software PerFraction es válido para la verificación pre-tratamiento de pacientes de intensidad modulada.

---

## EVALUACIÓN DE LA CORRELACIÓN DE PARÁMETROS DOSIMÉTRICOS E ÍNDICES DE CONFORMIDAD EN TRATAMIENTOS DE CÁNCER DE MAMA CON BOOST INTEGRADO

Cortés González, A. M. (1); Romera Martínez, I. (1); Jurado Bruggeman, D. (1); Pérez Sánchez, J. M. (1); Aliana González, R. (1); Estrella Blancafort, M. (1); Moreno Martínez, V. (1)

(1) Instituto Catalán de Oncología

#### OBJETIVO

Los tratamientos de radioterapia en cáncer de mama han sufrido múltiples cambios como el hipofraccionamiento y boost integrado (SIB). En las dosimetrías de mama con SIB normofraccionado a 66Gy, valorábamos la conformación de boost (PTV11) en base a la isodosis de 60 Gy (V60), no debiendo superar el volumen del 50% de mama (PTV1). Este criterio arbitrario permite gran variabilidad en función de la relación entre PTV1 y PTV11.

El objetivo de este trabajo es estudiar la correlación de distintos índices de conformidad (CI)[1] con V60 para sustituir este parámetro en SIB hipofraccionado teniendo en cuenta los parámetros dosimétricos relativos a corazón y pulmón.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Se creó un maniquí virtual torácico (Fig 1) en el que se delimitó PTV1 y PTV11 esférico de diferentes diámetros (3, 5 y 7 cm) en diferentes posiciones (cuadrante externo (EXT), interno (INT) y central (CENTR)). Se delimitó también el corazón y el pulmón homolateral.

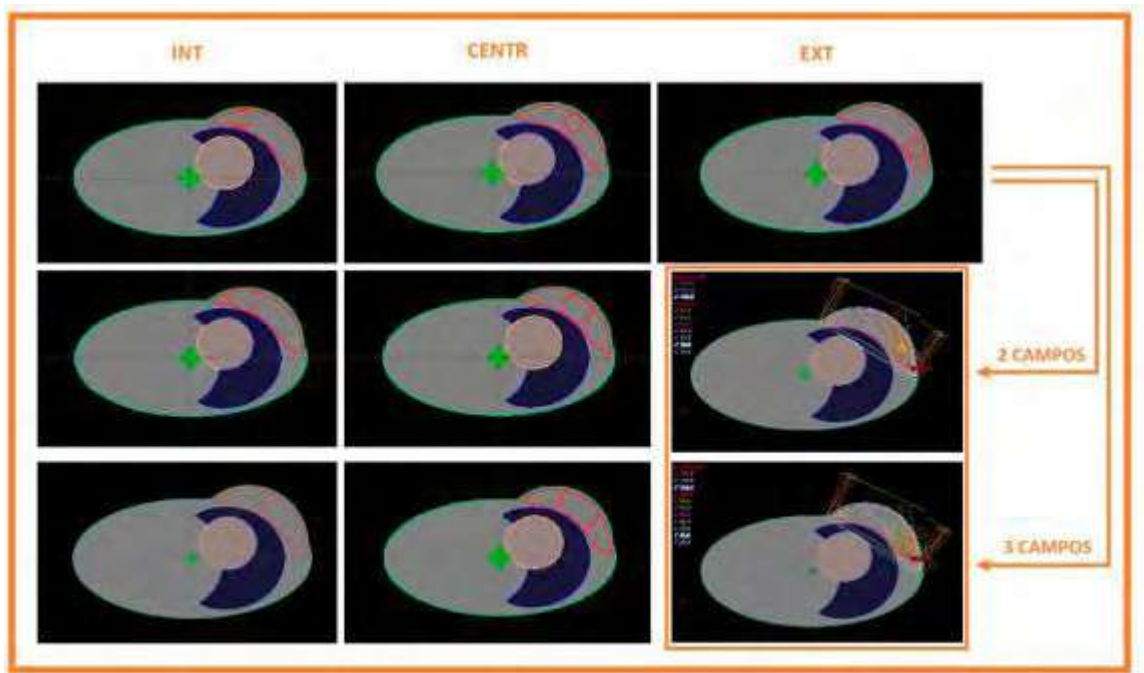


Figura 1. Diferentes posiciones y volúmenes de PTV11. Y ejemplo de dosimetría 2 y 3 Campos en cuadrante externo en PTV11 de 3cm.

Para cada localización y tamaño del boost, se realizó un plan base con dos campos tangenciales. Para cada uno de estos casos, se realizaron 4 planes añadiendo dos campos (2C) al PTV11 con angulaciones entre ambos de 110°, 130°, 150° y

170°. Posteriormente, se repitieron las dosimetrías añadiendo un tercer campo (3C) en la bisectriz de los dos campos del boost. Se ajustó el peso del tercer campo para mejorar la conformidad del boost y no aumentar las dosis al corazón.

Hemos calculado los CI descritos en [1]: CIRTOG, HTOF y CN para las isodosis del 85% y del 90%. La correlación entre el V60 y el CI se analiza mediante coeficientes de correlación de Pearson (R).

Para evaluar diferencias significativas se realizó un test T-Student de 2C vs 3C para el CI, Dmedia y Dmaxima corazón, y V5Gy, V20Gy y Dmedia de pulmón.

## RESULTADOS

Los coeficientes R de V60 y los distintos CI calculados estuvieron comprendidos entre 0.71 y 0.77 para la isodosis del 85%, e inferiores a 0.62 para la isodosis del 90%.

El estadístico T-Student (TABLA 1) muestra que existen diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre 3C y 2C para los CIRTOG y HTOF calculados con la isodosis del 85%, con valores inferiores para 3C. También existen diferencias significativas para Dmedia y Dmáxima corazón, Dmedia pulmón, superiores para 3C.

|                             | 2C    |          | 3C    |          | p     |
|-----------------------------|-------|----------|-------|----------|-------|
|                             | $\mu$ | $\sigma$ | $\mu$ | $\sigma$ |       |
| CI <sub>RTOG 85%</sub>      | 5,41  | 2,42     | 4,39  | 1,81     | 0,039 |
| HTOF <sub>85%</sub>         | 4,41  | 2,43     | 3,39  | 1,81     | 0,040 |
| CN <sub>85%</sub>           | 0,22  | 0,10     | 0,27  | 0,10     | 0,054 |
| D <sub>media</sub> corazón  | 1,74  | 0,44     | 3,13  | 0,84     | 0,000 |
| D <sub>máxima</sub> corazón | 43,82 | 3,27     | 45,87 | 3,75     | 0,034 |
| D <sub>media</sub> pulmón   | 3,80  | 0,38     | 4,07  | 0,49     | 0,013 |
| V5 pulmón                   | 11,94 | 2,50     | 12,20 | 2,16     | 0,674 |
| V20 pulmón                  | 5,46  | 0,35     | 5,52  | 0,37     | 0,580 |

Tabla 1. Valor medio ( $\mu$ ) y desviación estándar ( $\sigma$ ) de CI y parámetros dosimétricos de corazón y pulmón.



## DISCUSIÓN

Los CI calculados en el boost para las dosimetrías de SIB con 3C son significativamente mejores que los de dosimetrías con 2C, aunque implican un incremento de dosis a corazón y pulmón. A nivel práctico, la imposibilidad de adaptar el criterio anterior basado en V60 a un CI, se traslada en utilizar el parámetro en relativo (V91%).

## CONCLUSIONES

No hay correlación entre los CI analizados y el criterio clínico propuesto para planificaciones dosimétricas de SIB en mama normofraccionadas. Por ello, no podemos establecer una relación directa entre ambos y adaptamos el criterio anterior a un porcentaje relativo.

[1] Feuvret, Loïc et al. "Conformity index: a review." International journal of radiation oncology, biology, physics vol. 64,2 (2006): 333-42. doi:10.1016/j.ijrobp.2005.09.028

---

# IMPACTO EN INDICADORES DOSIMÉTRICOS POR LA PRESENCIA DE AIRE EN EL RECTO EN TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA

Ortiz López, R. (1); García Rescalvo, A. (1); Segura Arribas, S. (1); Bayón Llera, J. (1); Medida Céspedes, M. D. (1); Eugui Martínez, R. (1); Polo Cezon, R. (1)

(1) Hospital Universitario Rey Juan Carlos

## INTRODUCCIÓN

La preparación previa al TC de simulación de los pacientes de tratamientos de próstata puede condicionar la presencia en mayor o menor medida de zonas con aire en el Recto. Estas zonas de baja densidad electrónica pueden alterar los indicadores dosimétricos en los tratamientos de Próstata exclusiva, tanto en lo que se refiere al PTV, como al Recto y a la Vejiga. Se estudia con un paciente de ejemplo, cómo pueden variar estos indicadores dosimétricos en función de la presencia de aire dentro del recto.

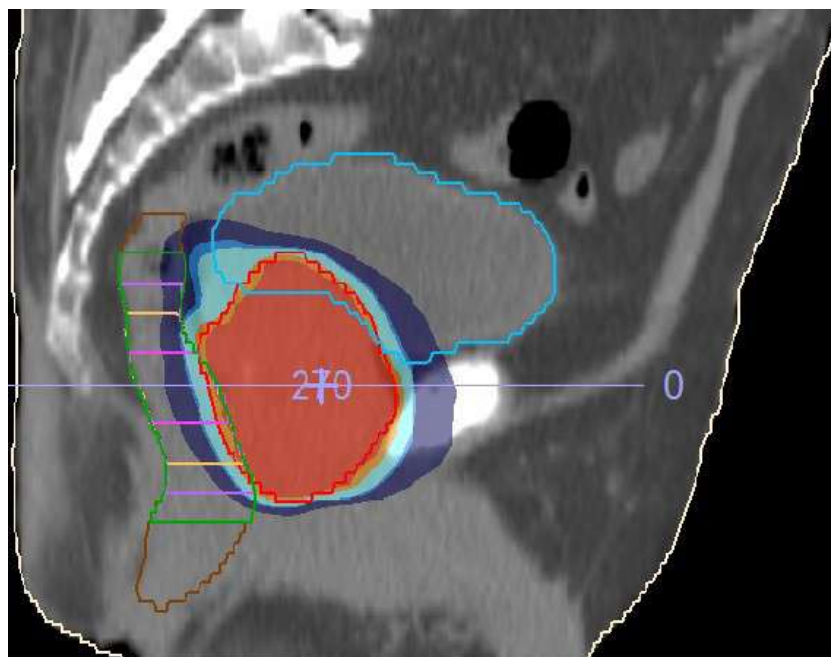
## MATERIAL Y MÉTODOS

En una planificación con el isocentro de la misma posicionado en el centro de la próstata, se ha creado una estructura en el plando del isocentro que intersecta con el recto. A partir de esta estructura se crean ampliaciones de la misma de 1 a 4 cm de espesor intersectando dichas expansiones con el volumen del recto.

Cada una de las estructuras resultantes, ha sido forzada a una densidad electrónica de 0.1 para simular la presencia de aire en el recto de un volumen cada vez mayor. El valor de 0.1 para la densidad electrónica se ha obtenido por inspección visual en rectos donde se aprecia presencia de aire.

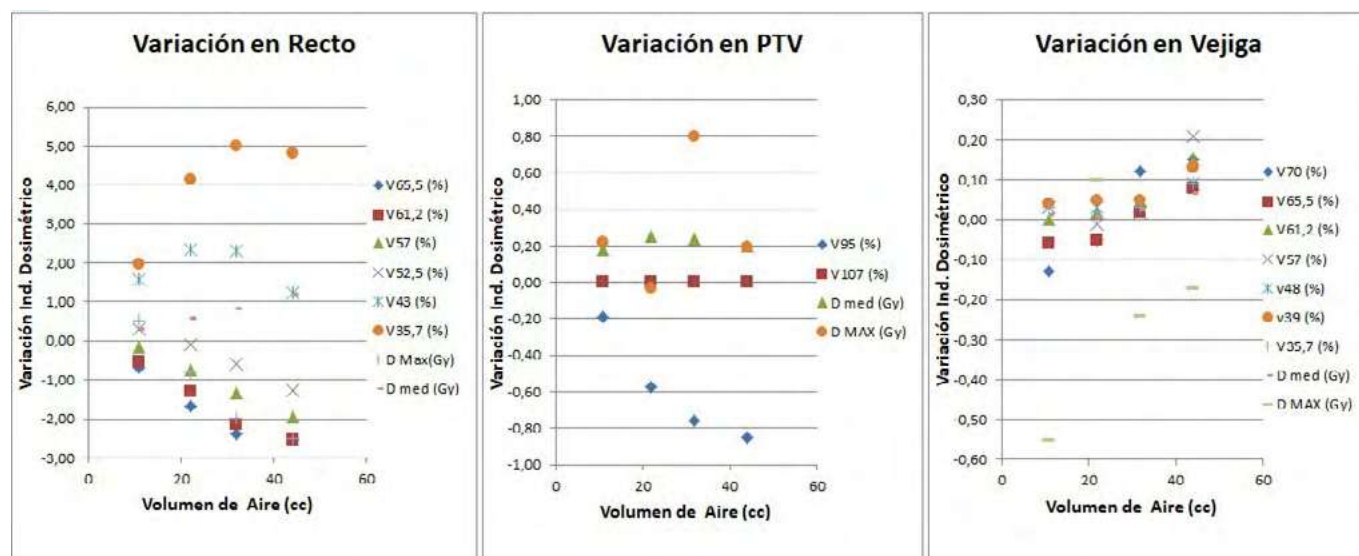
Utilizando Monaco Versión: 5.51.10 y partiendo de una planificación real de cáncer de Próstata, se ha procedido a realizar el recalcu de la planificación forzando cada una de las estructuras. Estos cálculos se han realizado con una rejilla de 0.3cm

## RESULTADOS



| Órganos de Riesgos | Indicador Dosimétrico | Rango de Amplitud |
|--------------------|-----------------------|-------------------|
| Recto              | V65,5 (%)             | 1,85%             |
|                    | V61,2 (%)             | 2,01%             |
|                    | V57 (%)               | 1,80%             |
|                    | V52,5 (%)             | 1,57%             |
|                    | V43 (%)               | 1,13%             |
|                    | V35,7 (%)             | 3,03%             |
|                    | D Max(Gy)             | 3,04 Gy           |
|                    | D med (Gy)            | 0,90 Gy           |
| PTV_7000           | V95 (%)               | 0,66%             |
|                    | D med (Gy)            | 0,07 Gy           |
|                    | D MAX (Gy)            | 0,83 Gy           |
| Vejiga             | V70 (%)               | 0,28%             |
|                    | V65,5 (%)             | 0,14%             |
|                    | V61,2 (%)             | 0,15%             |
|                    | V57 (%)               | 0,22%             |
|                    | v48 (%)               | 0,06%             |
|                    | v39 (%)               | 0,09%             |
|                    | V35,7 (%)             | 0,08%             |
|                    | D med (Gy)            | 0,06Gy            |
|                    | D MAX (Gy)            | 0,65Gy            |

Se comparan los resultados obtenidos para cada uno de los indicadores dosimétricos comunmente utilizados en el servicio para el Recto, el Ptv 70 Gy y la Vejiga. La variación obtenida en cada indicador dosimétrico se muestra en los siguientes gráficos:



## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El estudio se ha realizado con un único paciente, por lo que no se puede obtener una conclusión definitiva, aunque se observan ciertas tendencias.

En el caso del recto, se aprecia que la dosis máxima baja al aumentar el volumen de aire en el recto y que la media aumenta ligeramente. En el resto de indicadores dosimétricos a dosis altas se observa una disminución del % de volumen mientras que a dosis bajas se aprecia un ligero ascenso.

En cuanto al PTV en el V95 se observa una ligera disminución de la cobertura y en las dosis media y la máxima se ven ligeras oscilaciones.

La vejiga es el órgano de riesgo menos afectado donde se observa pequeñas variaciones que no muestran una clara tendencia.



## SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA CLÍNICA BT

# PROCEDIMIENTO DE BRAQUITERAPIA OCULAR CON ISOTOPOS RADIATIVOS

García Martín, A. (1); Gómez Hinojal, L. (2); Plaza Nuñez, R. (1); Huertas Martinez, C. Á. (1); Sáez Beltrán, M. (1)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: BRAQUITERAPIA OCULAR, MELANOMA, RETINOBLASTOMA,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{106}\text{Ru}$ .

### INTRODUCCION Y OBJETIVO

El objetivo de este trabajo es describir el procedimiento de braquiterapia ocular para el tratamiento de melanomas coroides y retinoblastomas, con  $^{106}\text{Ru}$  y  $^{125}\text{I}$ , desde el punto de vista del técnico especialista en radioterapia y dosimetría. Este procedimiento, es poco habitual en la mayoría de los hospitales.

### MATERIAL Y MÉTODOS

La elección del isótopo viene determinado por la profundidad del tumor (Apex), mientras que el diámetro del tumor (base) determina el tamaño de la placa. Para profundidades de más de 5mm el radiosotopo adecuado es el  $^{125}\text{I}$ , donde cada semilla contiene un cilindro radiactivo que está protegido por un tubo de titanio. Para tumores con menor profundidad el isótopo apropiado para el tratamiento será  $^{106}\text{Ru}$ , que se encuentra encapsulado dentro de una cubierta de plata de 1mm, de forma hemisférica.

Al manipular cualquiera de las dos fuentes radiactivas hay que seguir las normas y principios básicos de protección radiológica. Los distintos procedimientos que se realicen con cualquiera de ambas fuentes debe realizarse con pinzas, para aumentar la distancia con respecto al operador y si es posible alguna mampara que actúe de blindaje. Para los traslados se utilizara un maletín plomado.

También es importante evitar que se pierda la hermeticidad de las mismas, al presionarlas o al forzar su inserción en los accesorios.

Los tratamientos con  $^{125}\text{I}$ , como se muestra en el anexo 1, constan de una placa recubierta de oro en la parte convexa, mientras que en la parte cóncava se adhiere una silicona que tiene hendiduras para la colocación de las semillas de  $^{125}\text{I}$ . El número de semillas que se coloque y su actividad se calcula mediante una planificación previa con un software especializado. Antes de su implante en quirófano, se realizará la simulación por parte del oftalmólogo con una placa ficticia de las mismas dimensiones que la real.

En los tratamientos con  $^{106}\text{Ru}$  se utilizan placas con distintas formas y diámetros para administrar la dosis prescrita, un ejemplo de este tipo de placas se encuentra en el anexo 2.

Debido al periodo de semidesintegración de cada uno de los isótopos, las semillas de  $^{125}\text{I}$  se adquieren de manera puntual para un tratamiento determinado, mientras que las placas de  $^{106}\text{Ru}$  se obtienen anualmente y es imprescindible la esterilización después de cada uso.

Durante el implante y el explante, el técnico se hará responsable de la custodia, la entrega y recogida de las fuentes radiactivas, además de anotar en el libro de operaciones cualquier tipo de salida o entrada de las fuentes de la gammateca.

Al finalizar el implante se le explicará y hará entrega al paciente de las normas de protección radiología que deberá cumplir.

En el caso de tratamientos con  $^{125}\text{I}$ , el paciente deberá hacer uso de gafas plomadas hasta el explante, siempre que se encuentren acompañados tanto de personal del hospital como de sus familiares.

### DISCUSION Y CONCLUSIONES

Es un proceso delicado en el que intervienen diferentes servicios tanto del hospital como externos y se debe seguir un riguroso flujo de trabajo.

## SIMPOSIO DE TÉCNICOS: DOSIMETRÍA FÍSICA PROTONES





## PROCEDIMIENTOS DE LOCALIZACION ,SIMULACION Y DOSIMETRÍA DEL CANCER DE MAMA EN IMRT

Rodríguez Curras, C. (1); Cuesta Mendoza, M. J. (1)

(1) Hospital Universitario De Cruces

PALABRAS CLAVE: MAMA, IMRT, RADIOTERAPIA, HALCYON

### INTRODUCCIÓN

Descripción de los pasos a seguir en la simulación y dosimetría del cáncer de mama en un servicio de Radioterapia, desde el punto de vista del Técnico Especialista en Radioterapia (T.E. RT)

### MATERIAL Y MÉTODOS

En el Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Universitario de Cruces se realiza tratamiento para pacientes diagnosticadas de carcinoma de mama. Se llevan a cabo unos 350 tratamientos al año de dicha patología.

Los pasos para la preparación del tratamiento por parte del T.E. RT son los siguientes:

- Recepción de la paciente y explicación del procedimiento a seguir en la simulación.
- Posicionamiento con un sistema de inmovilización en un plano inclinado de (LORCA MARÍN) llamado BREAST STEP de fibra de carbono. De esta manera se ayuda a una cómoda y precisa colocación de la paciente en posición decúbito supina, buscando la reproducibilidad durante el tratamiento de radioterapia (figura 1).
- Alineación de la paciente con ayuda de los láseres, localizando el isocentro de posicionamiento con marcas radiopacas.
- Adquisición de imágenes con TC en cortes cada 3mm.
- Realización de tatuajes y fotografías del posicionamiento de la paciente.
- Envío de imágenes por la red interna Aria al planificador software clínico Varian Eclipse.
- Importación de las imágenes y contorno de los órganos de riesgo (O.R), después el Oncólogo Radioterapeuta revisa los organos de riesgo y delimita los diferentes volúmenes de planificación (GTV, CTV, PTV).
- Realización de la dosimetría con el planificador software clínico Varian Eclipse, utilizando la técnica de IMRT con energía 6FFF para un acelerador lineal Halcyon Varian.
- Planificación por parte del T.E. RT del tratamiento, usando entre 4 y 7 campos dependiendo de la anatomía de la paciente y de la existencia o no de boost y la zona ganglionar a tratar. Después de la optimización se utiliza la herramienta de Skinflash, para dar un margen a los diferentes campos de tratamiento en la zona de aire para solventar los posibles movimientos respiratorios (figura 2).
- Una vez optimizado, revisado y aprobado el tratamiento tanto por el Oncólogo Radioterapeuta y el Radiofísico se realizará una verificación del tratamiento con dosimetría portal y detector ArcCHECK (SUN NUCLEAR).
- Impresión de la dosimetría: Datos geométricos, curvas de isodosis e histograma dosis volumen.

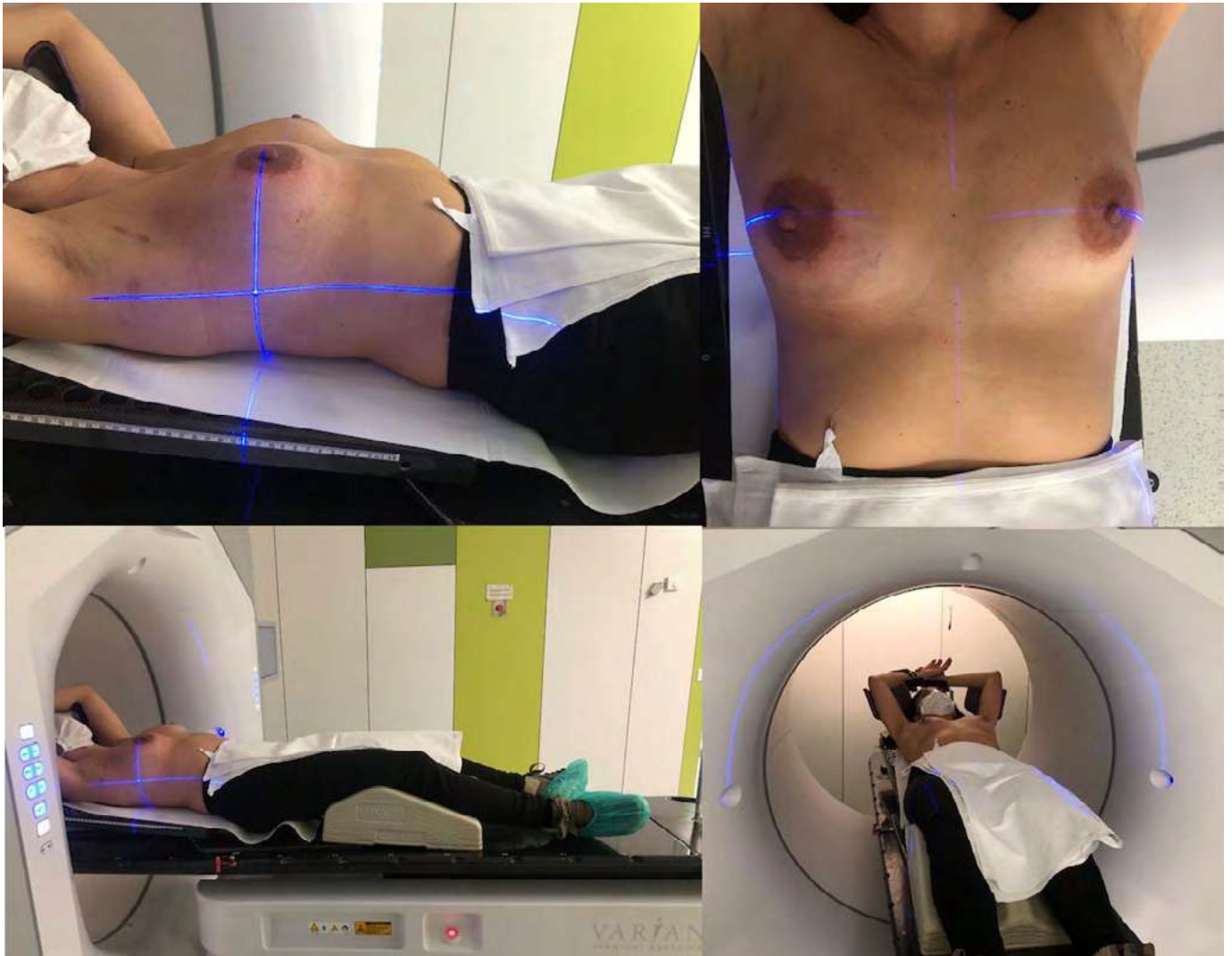


FIGURA 1.

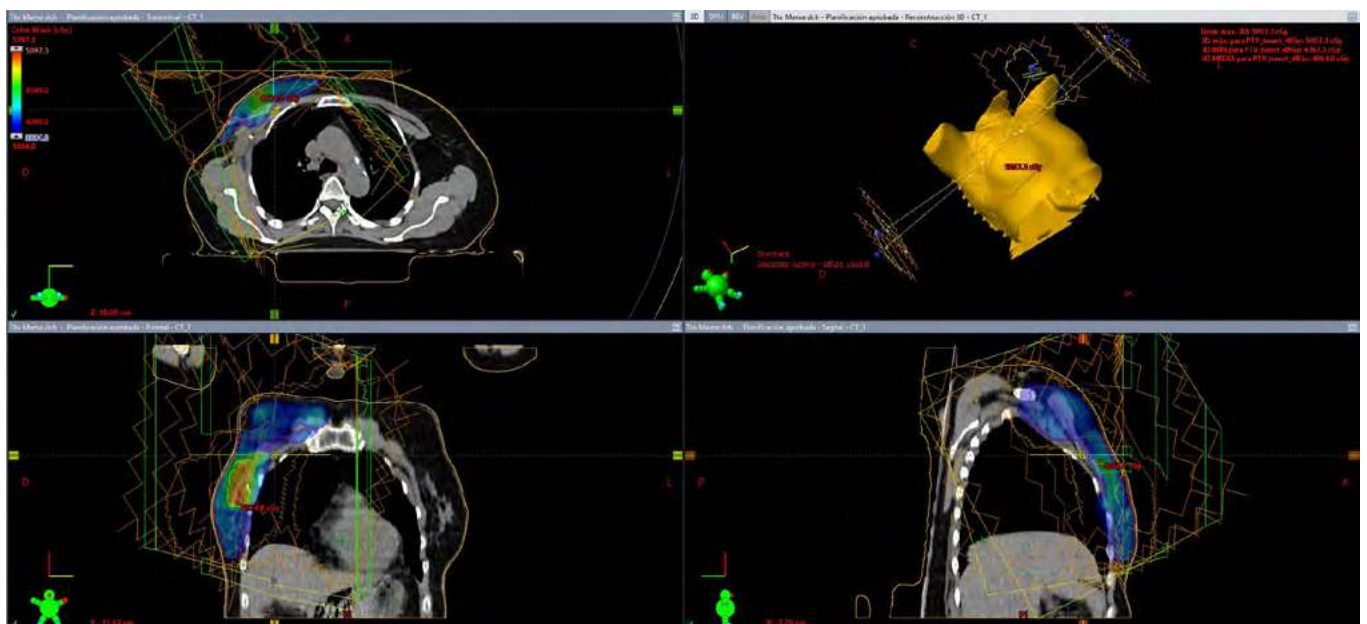


FIGURA 2.



## CONCLUSIONES

En el proceso de localización, simulación, dosimetría y administración del tratamiento en el cáncer de mama, el T.E.RT juega un papel fundamental debido a que está presente y participa activamente en todas las etapas del tratamiento.

# TRATAMIENTO DE NEURALGIA DEL TRIGÉMINO SEGÚN PROTOCOLO DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DOCE DE OCTUBRE

Aponte Cabrera, I. (1); Moreno Gutiérrez, C. (1)

(1) Hospital Universitario Doce de Octubre de Madrid

PALABRAS CLAVE: NEURALGIA TRIGÉMINO, SESIÓN ÚNICA, ACELERADOR EDGE, SRS

## INTRODUCCIÓN

Se pretende describir un tratamiento de radioterapia externa conformada con una dosis en una única sesión de hasta 75 Gy en un punto del nervio trigémino. Según el protocolo del Hospital Universitario Doce de Octubre de Madrid.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se han recogido datos de tres pacientes tratados en un acelerador EDGE de Varian Medical Systems (VMS) a lo largo del año 2022.

La técnica utilizada en los tres tratamientos es arcoterapia con múltiples arcos no coplanares no conformados. Se verificaron los posicionamientos mediante CBCT previa e intra-sesión. Se planificaron con la herramienta Eclipse de VMS, con un volumen medio de tratamiento de 0.1 cm<sup>3</sup> al GTV. Se simuló con sistema de inmovilización HyperArc™ en dos ocasiones y en una ocasión con marco estereotáxico. Se hizo RMN en condiciones de simulación para el contorno. Se contornearon los siguientes órganos de riesgo: cerebro, tronco cerebral, ojos, quiasma, nervios ópticos, hipocampos.

Los pacientes siguen el protocolo de control inflamatorio con corticoesteroides del equipo médico.

## RESULTADOS

|                               | 1          | 2          | 3          |
|-------------------------------|------------|------------|------------|
| <b>VOLUMEN DE TRATAMIENTO</b> | 0.0* cc    | 0.1 cc     | 0.1 cc     |
| <b>D<sub>GTV MÁX</sub></b>    | 9122.9 cGy | 7565 cGy   | 9180.7 cGy |
| <b>D<sub>GTV MÍN</sub></b>    | 4614 cGy   | 5334.9 cGy | 4032.7 cGy |
| <b>D<sub>GTV MED</sub></b>    | 7490.1 cGy | 6987.5 cGy | 7379.5 cGy |
| <b>D<sub>TRONCO MÁX</sub></b> | 813.1 cGy  | 1734.3 cGy | 829.3 cGy  |
| <b>D<sub>TRONCO MÍN</sub></b> | 5.6 cGy    | 4.2 cGy    | 7.3 cGy    |
| <b>D<sub>TRONCO MED</sub></b> | 38.4 cGy   | 756.5 cGy  | 30 cGy     |
| <b>Nº CAMPOS</b>              | 10         | 38         | 21         |
| <b>UM TOTALES</b>             | 18425 UM   | 17115 UM   | 21803 UM   |

En la tabla 1 se muestran las dosis del GTV y del tronco cerebral. El resto de dosis en órganos de riesgo no son relevantes.

## DISCUSIÓN

Es uno de los tratamientos de patología benigna donde se irradia mayor dosis.

Los tres pacientes han presentado mejoría, pero con presencia de efectos secundarios. Las dosis recibidas en los órganos sanos hacen que se plantee este tratamiento sólo como una opción cuando otras modalidades han fracasado, como por ejemplo la farmacológica.





## RESULTADOS

En nuestra experiencia de 3 años, hemos encontrado que los principales motivos de replanificación: cambios anatómicos por: pérdida o ganancia de peso, llenado de cavidades y/o cambios posquirúrgicos; variaciones dosimétricas por cambio de densidades en la imagen y/o aumento o disminución de los volúmenes objetivo. Además, cabe destacar que aproximadamente el 30% de nuestros pacientes han necesitado de alguna adaptación del plan inicial.

## DISCUSIÓN

Tras la experiencia acumulada en nuestro centro y de acuerdo a las recomendaciones internacionales, la radioterapia adaptativa es una herramienta necesaria para asegurar el correcto tratamiento de los pacientes con protonterapia. Además del protocolo resumido en la sección de material y métodos, cabe mencionar que cuando se detecta un cambio en el proceso de IGRT previo a la administración de cada sesión, se valora y se puede decidir añadir imágenes de control adicionales previas o posteriores a la administración de dicha sesión de tratamiento.

Respecto al papel de TERYDs en la radioterapia adaptativa de protones, es preciso señalar la importancia de su formación en dosimetría para señalar el posible impacto dosimétrico ante cambios anatómicos. También cabe destacar la importancia de su formación en anatomía y algoritmos de registro para poder evaluar la actuación de las herramientas de los sistemas de planificación en el mapeo de estructuras (Ver figura 2).

## CONCLUSIONES

La radioterapia adaptativa es la herramienta necesaria para verificar el impacto de las incertidumbres en Protonterapia y asegurar la correcta administración de dichos tratamientos.



FIG. 2: Ejemplo de mapeo de estructuras no correspondiente a la realidad. En la imagen de la derecha se observa el tumor (CT de planificación) y en la imagen de la izquierda el mapeo no reconoce la reducción de este.

## METODOLOGÍA PARA LA EVALUACIÓN DE LA INFLUENCIA RESPIRATORIA EN UN TRATAMIENTO ABDOMINAL CON PROTONES

Canals de las Casas, E. (1); Lorenzo, I. (1); Marquez, R. (1)

(1) Centro de Protonterapia Quironsalud Madrid

### OBJETIVO

Describir una metodología para caracterizar la influencia del ciclo respiratorio en tratamientos de Protonterapia.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se obtiene un estudio TC 4D del paciente, su curva respiratoria y un TC promedio. Realizamos la reconstrucción del TC 4D asociado a la curva respiratoria del paciente. Se realiza la planificación sobre el TC promedio y después se recalcula el tratamiento en cada una de las fases respiratorias para evaluar el impacto de la respiración en la dosimetría.



## RESULTADOS

El paciente presenta un movimiento de la cúpula diafragmática con una amplitud de 1.84 cm entre en las dos fases respiratorias más extremas. La cobertura dosimétrica del CTV en cada ciclo respiratorio (V95%) varía entre 99.84 y 100%, siendo la cobertura en el TC promedio (plan nominal) de 100%. (Ver figura 1)

| Dose                                               | ROI/POI  | Clinical goal                                  | Value    | Result |
|----------------------------------------------------|----------|------------------------------------------------|----------|--------|
| Plan dose (RBE): 1_INICIAL (CT_Iniplan_26-10-2022) | CTV_25.2 | At least 98.00 % volume at 2394 cGy (RBE) dose | 100.00 % | ✓      |
| Evaluation Dose (RBE): 1_INICIAL (CT 4D-0%)        | CTV_25.2 | At least 98.00 % volume at 2394 cGy (RBE) dose | 99.85 %  | ✓      |
| Evaluation Dose (RBE): 1_INICIAL (CT 4D-10%)       | CTV_25.2 | At least 98.00 % volume at 2394 cGy (RBE) dose | 99.92 %  | ✓      |
| Evaluation Dose (RBE): 1_INICIAL (CT 4D-20%)       | CTV_25.2 | At least 98.00 % volume at 2394 cGy (RBE) dose | 100.00 % | ✓      |
| Evaluation Dose (RBE): 1_INICIAL (CT 4D-30%)       | CTV_25.2 | At least 98.00 % volume at 2394 cGy (RBE) dose | 100.00 % | ✓      |
| Evaluation Dose (RBE): 1_INICIAL (CT 4D-40%)       | CTV_25.2 | At least 98.00 % volume at 2394 cGy (RBE) dose | 100.00 % | ✓      |
| Evaluation Dose (RBE): 1_INICIAL (CT 4D-50%)       | CTV_25.2 | At least 98.00 % volume at 2394 cGy (RBE) dose | 99.99 %  | ✓      |
| Evaluation Dose (RBE): 1_INICIAL (CT 4D-60%)       | CTV_25.2 | At least 98.00 % volume at 2394 cGy (RBE) dose | 100.00 % | ✓      |
| Evaluation Dose (RBE): 1_INICIAL (CT 4D-70%)       | CTV_25.2 | At least 98.00 % volume at 2394 cGy (RBE) dose | 100.00 % | ✓      |

Fig 1.: Valoración del V95% de nuestro volumen diana en las distintas fases respiratorias

## DISCUSIÓN

Para lesiones que no están directamente localizadas en diafragma o pulmón, se puede usar la metodología presentada para estudiar la influencia del movimiento respiratorio en el tratamiento y decidir su adecuación clínica. (Ver figura 2)

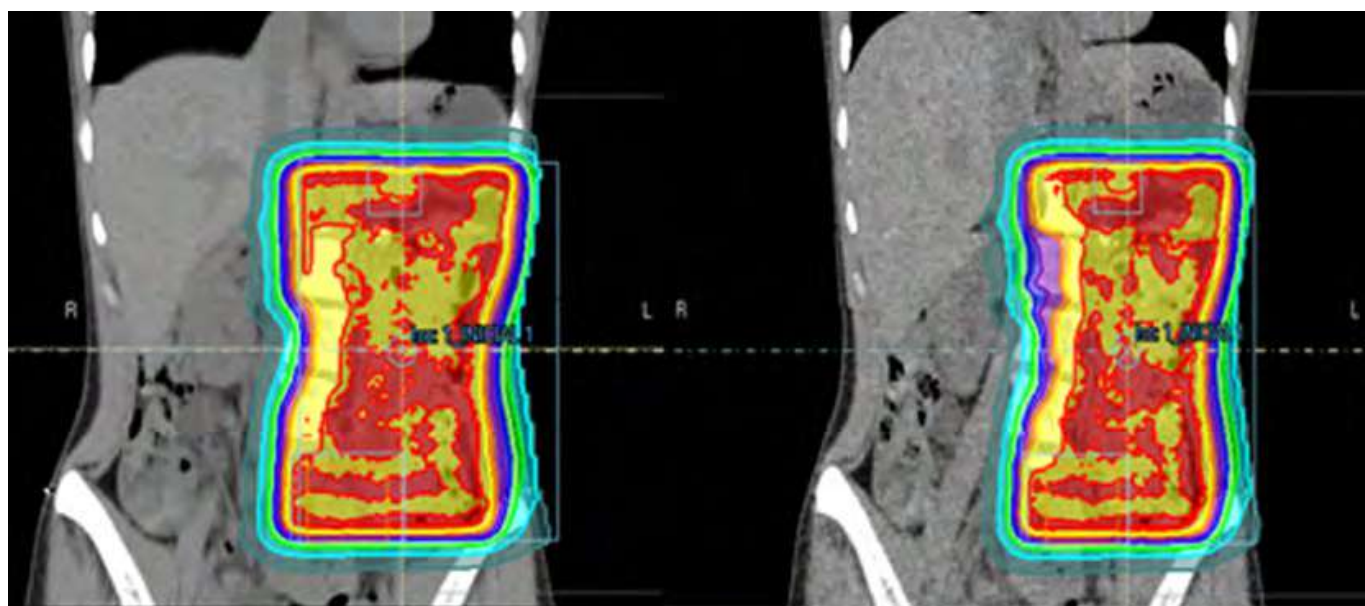


FIG. 2.: Se muestra la distribución de dosis en las dos fases respiratorias más extremas.

## CONCLUSIONES

Realizando un estudio en las distintas fases respiratoria podemos verificar la influencia del ciclo respiratorio en la planificación dosimétrica de un tratamiento en Protonterapia con respiración libre, cuando el movimiento respiratorio es mínimo y la localización del tumor no se ve afectada por este movimiento. En casos como este, realizaremos nuestros controles de radioterapia adaptativa siguiendo este protocolo de imagen y cálculo en los CTs de control. Cuando nos encontremos otros casos donde el movimiento respiratorio tenga influencia en la cobertura del volumen blanco, se deben estudiar otras estrategias de tratamiento como el uso de técnicas de respiración mantenida (breath hold) o de sincronización de la administración del haz con la respiración (gating).



## PROTECCIÓN CON BOLUS DE MENTÓN Y CUELLO, DE LA RADIACION POR RETORNO ELECTRONICO PRODUCIDO POR EFECTO DEL CAMPO MAGNÉTICO EN RM LINAC 1.5T UNITY

Gomez Hinojal, L. (1); Arroyo Corral, P. (2); Camacho Martinez, D. (2); Lozano Serrano, A. (2); Sanchez Vilela, B. (2); García Martín, A. (2); Huertas Martinez, C. Á. (2); Ferrer Gracia, C. (2); Navarro Domenech, I. (2); Sáez Beltrán, M. (2)

(1) Hospital Universitario La Paz

### INTRODUCCION Y OBJETIVO

En los aceleradores guiados por resonancia, el campo magnético influye en la distribución de dosis y modifica la trayectoria de los electrones secundarios dispersados.

Esta desviación, es mayor en el aire que en medio agua y provoca que los electrones dispersados hacia el exterior del paciente, no viajen en todas direcciones, sino que se concentren en la dirección longitudinal (este efecto es mayor cuanto mayor es el campo magnético de la resonancia).

En lesiones torácicas, el campo magnético de la resonancia puede aumentar significativamente la dosis en estas áreas, por lo que es importante protegerlas para evitar lesiones. El objetivo de este estudio es verificar la protección del paciente frente a los electrones secundarios dispersados, utilizando un bolus en el mentón y cuello.

### MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza un tratamiento de 30 Gy en 3 sesiones sucesivas de una lesión de esternón en un RM LINAC Elekta Unity.

Tras realizar la dosimetría utilizando en un planificador de (Mónaco v5.51.11), el servicio de radiofísica observó, que la zona entre el mentón y el cuello alcanzaba una dosis absorbida comprendida entre 1 Gy y 1.5 Gy por sesión.

Para proteger esta zona, se prepara una lámina de bolus de 1cm de espesor que cubre desde el inicio del cuello hasta el mentón y los laterales del cuello, donde también se presenta una acumulación de dosis debido al efecto de retorno electrónico (*Anexo 1*).

Para verificar que las dimensiones del bolus son las adecuadas se colocan tiras de película radiocrómicas tanto delante como detrás del bolus.

Tras concluir el tratamiento, se observa la distinta coloración de las películas, y nos permite verificar, si las dimensiones del bolus cubren toda el área donde aumenta la dosis (*Anexo 2*).

Para saber si el grosor de 1cm es suficiente y en qué proporción atenúa la radiación producida por retorno electrónico, se debe esperar 2 horas para leer las películas.

### RESULTADOS

Las dimensiones del bolus deben ser al menos de 10 cm en longitudinal y de 30cm de izquierda a derecha.

Las regiones de dosis máximas medidas en las películas son de Dmax 155,8 cGy/fx delante del bolus y Dmax 30,5 cGy/fx detrás del bolus. Es decir, una reducción del 80%.

### DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se ha verificado que la colocación de un bolus de 1cm en el cuello del paciente en tratamientos de tórax realizados en aceleradores con resonancia 1.5 permite proteger esta zona del efecto retorno electrónico.

Para asegurar un cubrimiento total, con un bolus de 1cm, se debe comprobar que no solape con la zona de tratamiento o incomode al paciente, ya que debe mantener la posición fija alrededor de 30 minutos por sesión.

### REFERENCIAS

<sup>1</sup> HAN,E.,WEN,Z.,LEE,H.,PAULINO, A.AND LEE,C.(2018) MEASUREMENT OF ELECTRON RETURN EFFECT AND SKIN DOSE REDUCTION BY A BOLUS IN AN ANTHROPOMORPHIC PHYSICAL PHANTOM UNDER A MAGNETIC RESONANCE GUIDED LINEAR ACCELERATOR (MR-LINAC) SYSTEM. INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICAL PHYSICS, CLINICAL ENGINEERING&RADIATION ONCOLOGY DOI:10.4236/IJMP.2018.73028



# IMPORTANCIA DE CALIBRAR LOS DETECTORES DE RADIACIÓN EN LAS CALIDADES ENERGÉTICAS Y TASAS ADECUADAS. CARACTERIZACIÓN DEL MONITOR DE RADIACIÓN AMBIENTAL RADEYE B20

Núñez Pintos, C. E. (1); Palma Copete, J. D. (1); Pujades Claumarchirant, M. D. C. (1); Pastor Pérez, D. A. (2)

(1) Centro Nacional de Dosimetría, (2) Facultad de Física. Universidad de Valencia

PALABRAS CLAVE: CALIBRACIÓN, CALIDADES ENERGÉTICAS, ISO4037, DETECTOR, MONITOR AMBIENTAL

## INTRODUCCIÓN

Al usar un detector de radiación es importante tenerlo calibrado en una calidad energética y tasas de la magnitud similar al campo de radiación que se desea medir. El objetivo de este trabajo es caracterizar un monitor de radiación ambiental y poner de manifiesto la citada importancia.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Caracterizaremos el monitor de radiación Thermo Fisher Scientific, RadEye B20 con filtro 42506/8582. Realizamos las calibraciones en el Laboratorio de Metrología del Centro Nacional de Dosimetría, acreditado por ENAC, en las calidades energéticas N- 40, N- 80, N-120, N-150 y N-300 definidas en la norma ISO 4037-1:2019[1].

Obtendremos su dependencia energética calibrando el equipo en estudio, en la magnitud tasa del equivalente de dosis ambiental  $H^*(10)$ , frente a las calidades energéticas citadas anteriormente en la escala 1000  $\mu\text{Sv/h}$  con un rango de la tasa de kerma en aire en la calibración comprendido entre 460 y 870  $\mu\text{Gy/h}$ .

Su dependencia con la tasa de kerma la analizaremos mediante la calibración del equipo en la calidad N- 80 a tasas de kerma comprendidas entre 225 y 1015  $\mu\text{Gy/h}$ .

Tomaremos, como referencia para obtener las desviaciones frente a esta, la calibración en la calidad N- 80 en la escala de 1000  $\mu\text{Sv/h}$  para una tasa de kerma de 460  $\mu\text{Gy/h}$ .

## RESULTADOS

Los resultados del análisis de la dependencia energética se pueden ver en la tabla 1, donde se muestran las características de los haces de radiación (kV, energía media y 1ª y 2ª capa hemirreductora), los factores de calibración ( $N_H^*(10)$ ), con su incertidumbre expandida para  $k=2$  (U), la tasa de kerma con la que se ha realizado la calibración y la variación ( $\Delta$ ) en la respuesta de cada calibración respecto al valor central elegido (N-80 a 460  $\mu\text{Gy/h}$ ).

La dependencia con la tasa de kerma la podemos ver en la figura 1, donde se representan los factores de calibración ( $N_H^*(10)$ ),

| Calidad energética | kilovoltaje (kV) | $\langle E \rangle$ keV | 1ª CHR       | 2ª CHR      | Tasa de kerma ( $\mu\text{Gy/h}$ ) | $N_H^*(10)$ | U     | $\Delta$ |
|--------------------|------------------|-------------------------|--------------|-------------|------------------------------------|-------------|-------|----------|
| N- 40              | 40               | 33.3                    | 2.647 mm Al  | 2.841 mm Al | 870                                | 1.274       | 0.065 | 17.9%    |
| N- 80              | 80               | 65.2                    | 0.5799 mm Cu | 0.618 mm Cu | 460                                | 1.081       | 0.055 | ---      |
| N-120              | 120              | 100.4                   | 1.742 mm Cu  | 1.806 mm Cu | 520                                | 1.055       | 0.053 | -2.4%    |
| N-150              | 150              | 118.2                   | 2.417 mm Cu  | 2.538 mm Cu | 500                                | 1.053       | 0.053 | -2.6%    |
| N-300              | 300              | 248.2                   | 6.253 mm Cu  | 6.31 mm Cu  | 700                                | 1.227       | 0.062 | 13.5%    |

Tabla 1. Dependencia energética.

con su incertidumbre expandida para  $k=2$  (U) frente a la tasa de kerma usada en las distintas calibraciones para la calidad energética N- 80.



Figura 1. Dependencia con la tasa de kerma.

## DISCUSIÓN

Vemos la fuerte dependencia del detector con la energía, obteniéndose un máximo de desviación respecto a la calidad de N- 80 del 17.9 % en el caso de la calibración con N- 40.

En relación a la dependencia en función de la tasa de kerma usada en la calibración obtuvimos, en relación a una tasa intermedia de 460  $\mu\text{Gy/h}$ , variaciones del 5 % para baja tasa y del 17 % para alta tasa, resultado achacable a la pérdida de respuesta del detector a altas tasas. En la figura 1 vemos como la calibración para el valor más alto de tasa no sería compatible con las calibraciones a menor tasa en ninguno de los casos.

## CONCLUSIONES

A la luz de los resultados obtenidos queda comprobada la importancia de calibrar los equipos, y usar los factores de calibración pertinentes, en la calidad energética y tasa de la magnitud en la que se pretendan realizar las mediciones.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> ISO 4037-1:2019: RADIOLOGICAL PROTECTION – X AND GAMMA REFERENCE RADIATION FOR CALIBRATING DOSEMETERS AND DOSERATE METERS AND FOR DETERMINING THEIR RESPONSE AS A FUNCTION OF PHOTON ENERGY. PART 1: RADIATION CHARACTERISTICS AND PRODUCTION METHODS.

# NORMAS POR PUESTO DE TRABAJO EN RAYOS X

Muñoz Espejo, M. (1); Manzano Martínez, F. J. (1); Luque Espejo, B. (2)

(1) Vithas Sanidad Málaga Internacional, (2) SAS

## INTRODUCCIÓN

Con la intención de mejorar la Protección Radiológica a trabajadores expuestos y de pacientes, hemos creado unas Normas por puesto de trabajo para el Servicio de Radiodiagnóstico.

Para cada equipo se ha creado un cartel donde se recogen estas normas y se ha colocado de manera visible y accesible para los trabajadores.

## MATERIAL Y MÉTODOS

En la elaboración de estas normas hemos utilizado como base:

- Programa de Protección Radiológica
- RD 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes.
- RD 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas.



- PS 8-A. (04-02-2019) AAPM Position Statement on the Use of Patient Gonadal and Fetal Shielding

Periódicamente se hace una revisión de estas normas para adecuarlas a las nuevas legislaciones y recomendaciones, por lo que se mantienen actualizadas para dar una buena información y formación a los trabajadores.

#### RESULTADOS

Hemos obtenido como resultado unos paneles informativos que ayudan al trabajador a mejorar sus funciones, resuelven dudas en procedimientos de trabajo y mejoran la protección contra la radiación para el trabajador y los pacientes. La información de cada hoja esta dividida en bloques para su fácil identificación. Imagen 1.

#### CONCLUSIONES

La utilización de las Normas por Puesto de trabajo nos ayuda en la protección del trabajador y del paciente, a la vez que fomentan unas buenas prácticas de trabajo.

Son puntos de información para el trabajador y pueden servir de formación básica para los trabajadores de nueva incorporación.

## SIMPOSIO DE TÉCNICOS: CONTROL DE CALIDAD EN IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO

### ESTUDIO SOBRE LAS CAUSAS DE LA TASA DE RECHAZO DE IMÁGENES EN RADIODIAGNÓSTICO

Arenas Vicente, J. (1); Parla Rodríguez, S. (1); Martínez Francés, E. (1); Soria Ruiz, L. (1); Morán Velasco, V. (1)

(1) Clínica Universidad de Navarra (sede Madrid)

PALABRAS CLAVE: TASA DE RECHAZO, RADIODIAGNÓSTICO, RECHAZO DE RADIOGRAFÍAS, RADIOGRAFÍAS, IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO, CRITERIOS DE CALIDAD, EQUIPOS DE RADIODIAGNÓSTICO, TÉCNICOS, TÉCNICOS DE IMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO

#### INTRODUCCIÓN

De acuerdo con el Real Decreto 1976/1999, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, y el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD), la tasa de rechazo en los equipos de radiodiagnóstico digitales, no debería superar un 2-3%. Este parámetro se debe evaluar, al menos, con periodicidad anual y debería incluir un período mínimo de dos a cuatro semanas. El objetivo de este trabajo es evaluar la tasa de rechazo en un equipo de radiodiagnóstico y estudiar las causas con el fin de informar a los operadores.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Se dispone de un telemando Siemens Luminos dRF Max, en cuyo sistema operativo se encuentra un apartado que permite cuantificar y conocer las características de las imágenes rechazadas (tipo de exploración, dosis absorbida, etc.). A este programa únicamente tiene acceso el Servicio de Protección Radiológica (SPR). Con periodicidad mensual, los técnicos del SPR registran en un Excel los datos de las imágenes rechazadas.

El periodo analizado comprende desde 2018 (primer año completo de funcionamiento de nuestro centro) hasta 2022. Se ha calculado la tasa de rechazo por año, a excepción del año 2021 en el que se recogen los datos de enero a julio debido a un problema en el programa de registro. Se analizan los motivos de rechazo por año y las zonas anatómicas en las que la tasa de rechazo es mayor.

#### RESULTADOS

La TABLA 1 muestra la tasa de rechazo, teniendo en cuenta el número de radiografías totales comprendidas en el período anual analizado, además del motivo que causó mayor rechazo por año. La FIGURA 2 visualiza las exploraciones que provocan mayor tasa de rechazo.



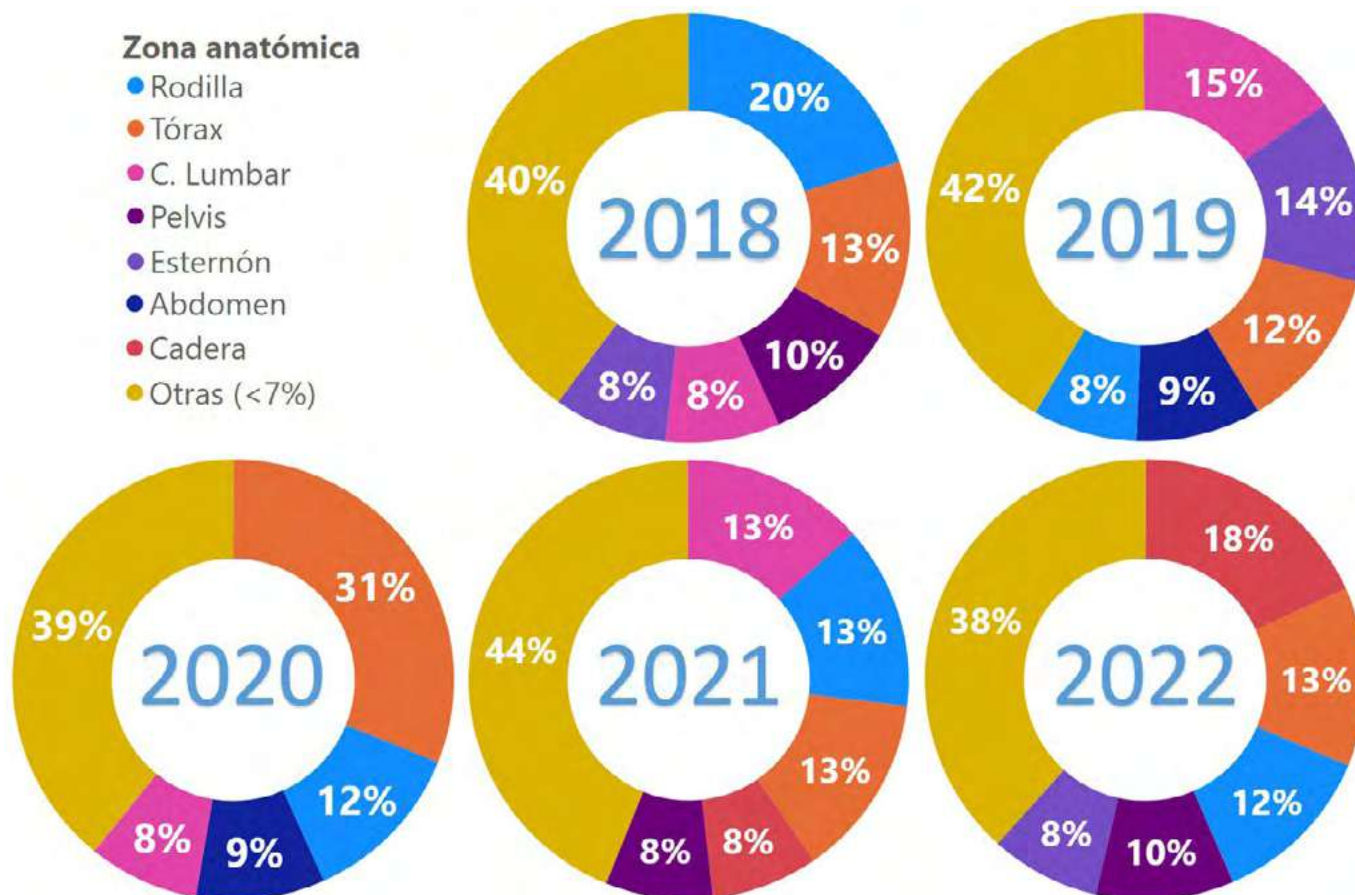


TABLA 1. Porcentaje de rechazo, placas totales y motivo de mayor rechazo.

| AÑO  | % RECHAZO | PLACAS TOTALES | MOTIVO DE MAYOR RECHAZO |
|------|-----------|----------------|-------------------------|
| 2018 | 1,7       | 3487           | Mal colimado (32%)      |
| 2019 | 1,0       | 6453           | Mala técnica (34%)      |
| 2020 | 1,3       | 5858           | Mala técnica (25%)      |
| 2021 | 1,8       | 5051*          | Mal colimado (26%)      |
| 2022 | 1,2       | 8373           | Mala técnica (28%)      |

\*Hasta julio de 2021.

FIGURA 1. Zonas anatómicas, por año, con mayor tasa de rechazo.



## DISCUSIÓN

Los resultados muestran que se tiene una tasa de rechazo dentro de las recomendaciones. En 2019 se realizó una formación a todo el personal técnico, y esto se podría reflejar en la disminución de la tasa de rechazo. En 2020 disminuyeron las exploraciones en el Luminos debido al incremento del uso de los portátiles debido al Covid-19.

Respecto a los motivos de rechazo el motivo de no especificado aparece entre las principales causas de rechazo en 2019, 2021 y 2022. Esto puede indicar falta de conocimiento de la herramienta. Analizando el primer motivo sí especificado, señalan errores de posicionamiento del paciente o mala colimación de las estructuras.

De la FIGURA 1 destacamos tres anatomías que causan una mayor tasa de rechazo: rodilla, debido a la superposición de estructuras; tórax, por el corte de estructuras debido a una pobre colimación; y columna lumbar, por errores de colimación o movimiento del paciente.



## CONCLUSIONES

Desde el SPR, se tiene en cuenta la seguridad del paciente, por lo que se registra y analiza la tasa de rechazo. Se ha decidido organizar sesiones formativas para el personal técnico con el fin de mejorar la calidad en Radiodiagnóstico en lo referente a la tasa de rechazo.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

## DOSIMETRÍA FÍSICA RTE

# INFLUENCIA DE LAS INCERTIDUMBRES DE POSICIONAMIENTO DE LA CÁMARA FARMER EN LA DOSIMETRÍA DE REFERENCIA DE HACES DE FOTONES MV SIN FILTRO APLANADOR

Lusa Agüero, T. (1); Velasco Fernández, C. (1); Mosquera Cereijo, I. (1); Gómez Pardos, R. (2); Camacho López, C. (1)

(1) Hospital Clínico Universitario de Valencia, (2) Consorcio Hospital General Universitario de Valencia

PALABRAS CLAVE: FFF, CÁMARA FARMER

## INTRODUCCIÓN

La cámara de ionización tipo Farmer (gran volumen sensible de 0,65 cm<sup>3</sup>) es la cámara recomendada para la dosimetría clínica de referencia en haces de fotones.

El posicionamiento de la cámara tiene una incertidumbre debida a diferentes factores como la desviación del láser, el error humano, etc.

Además, debido a su gran volumen sensible y al perfil característico de los haces FFF (unflatness), el efecto de promediado de volumen que resulta de los gradientes de dosis intracámara adquiere gran importancia en los haces MV sin filtro aplanador (FFF).

Por lo tanto, es necesario estimar la implicación de las incertidumbres espaciales en el posicionamiento de la cámara en la dosimetría, especialmente en vista de la garantía de calidad rutinaria en agua sólida, donde el posicionamiento de la cámara tiene más incertidumbre en comparación con el tanque de agua.

## MÉTODOS

Se irradió una cámara Farmer en un tanque de agua con 200 UM en un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> (DFS=90cm, z=10cm). Se consideraron diferentes configuraciones para recrear una incertidumbre en el posicionamiento de la cámara de hasta 2 mm, ya que es la tolerancia máxima de varios parámetros, incluidos los láseres: (a) centrado lateral, longitudinal y verticalmente con el sistema Trufix (b) desplazado tanto 1 como 2 mm en dirección longitudinal y lateral.

Se calcularon las diferencias porcentuales de la dosis medida con la cámara desplazada respecto a la cámara centrada.

|         |          |           |          |          |
|---------|----------|-----------|----------|----------|
|         |          | LONG +2mm |          |          |
|         |          | LONG +1mm |          |          |
| LAT-2mm | LAT -1mm | centrado  | LAT +1mm | LAT +2mm |
|         |          | LONG -1mm |          |          |
|         |          | LONG -2mm |          |          |

FIGURA 1. Configuraciones consideradas

Todas las diferencias de dosis registradas fueron inferiores a <0.2%, estando la mayoría de ellas por debajo de <0.1%.



FIGURA 2. Resultados.

### CONCLUSIÓN

Las desviaciones obtenidas estuvieron dentro de nuestras incertidumbres de medida. Así pues, puede afirmarse que en haces FFF, con errores de posicionamiento de hasta 2 mm, no pueden encontrarse diferencias significativas en las mediciones rutinarias de dosis absolutas con cámara Farmer.

## SEGUIMIENTO ESTADÍSTICO DE LA DOSIS ABSORBIDA Y LA CALIDAD DE LOS HACES DE FOTONES Y ELECTRONES PRODUCIDOS POR UN ACELERADOR LINEAL DE USO CLÍNICO

Reyes Ortiz, P. (1); Guerrero Blanca, J. A. (1); Pallarés Moreno, C. (1); López Luque, R. (1); Guirado Llorente, D. (1)

(1) Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada

PALABRAS CLAVE: RADIOTERAPIA, SEGUIMIENTO ESTADÍSTICO, CALIDAD, DOSIS ABSORBIDA

### INTRODUCCIÓN

En radioterapia resulta fundamental la estabilidad de la calidad y la dosis producida por los haces de fotones y electrones utilizados para el tratamiento. Dado que la medida de estas variables en condiciones de referencia requiere de un montaje laborioso y mucho tiempo, se emplean otras variables de control, correlacionadas con éstas, que permiten un seguimiento del estado del acelerador diario o semanal. El objetivo de este estudio es analizar las distribuciones de estas variables de control y su evolución en el tiempo.

### MATERIALES Y MÉTODOS

En un periodo de dos años, se ha realizado un seguimiento de la dosis absorbida por unidad de monitor (UM) del haz de fotones de 6 MV de un acelerador INFINITY (Elekta). También se ha analizado la calidad del haz de fotones de 6 MV y el de electrones de 6 MeV de un ARTISTE (Siemens).

El seguimiento de la dosis por UM se ha realizado mediante 5 variables de control medidas con distinta frecuencia. En primer lugar, mensualmente se realiza dosimetría en condiciones de referencia ( ). Varias veces por semana se mide la dosis absorbida por el detector central de tres dispositivos: QuickCheck ( ), de PTW, y SRS MapCheck ( ) y ArcCheck ( ), de Sun Nuclear. El primero de ellos es un dispositivo de control de calidad diario del acelerador, mientras que los dos últimos son sistemas de verificación de tratamientos. Simultáneamente a la medida realizada con el dispositivo ArcCheck se mide la carga recogida por una cámara de ionización CC-13 (IBA Dosimetry) situada en su interior ( ).

El seguimiento de la calidad de los haces se lleva a cabo mediante dos dispositivos: QuickCheck y StarTrack (IBA Dosimetry). Ambos miden el cociente entre dos dosis absorbidas con diferente grado de atenuación del haz correspondiente.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El valor presenta un valor medido de 1,002 cGy/UM con un coeficiente de variación del 0,6%. El valor de se mantiene constante en 2021 con un coeficiente de variación de 0,5%. Tras esto el dispositivo es mandado a revisión y su estado de referencia cambia, manteniéndose todos los puntos dentro del nuevo intervalo de control. El seguimiento del cociente y ha permitido detectar puntos fuera de control asociados a variaciones del acelerador o variaciones del correspondiente dispositivo.

La calidad medida para fotones y electrones en el periodo indicado mediante los dispositivos QuickCheck y StarTrack muestra un coeficiente de variación inferior al 0,3% en los cuatro casos. Todos los valores medidos se desvían del valor medio en menos de un 1,2% en valor absoluto (FIGURA 1).

## CONCLUSIONES

El seguimiento de la dosis absorbida empleando los dispositivos estudiados ha permitido detectar variaciones de su propio estado de funcionamiento, que fueron corregidas mediante calibración. También se han detectado pequeñas variaciones en el estado del acelerador que han sido corregidas mediante la calibración del sistema monitor de dosis. Se ha observado que la calidad de los haces de fotones y electrones es extraordinariamente estable en el periodo de tiempo estudiado.

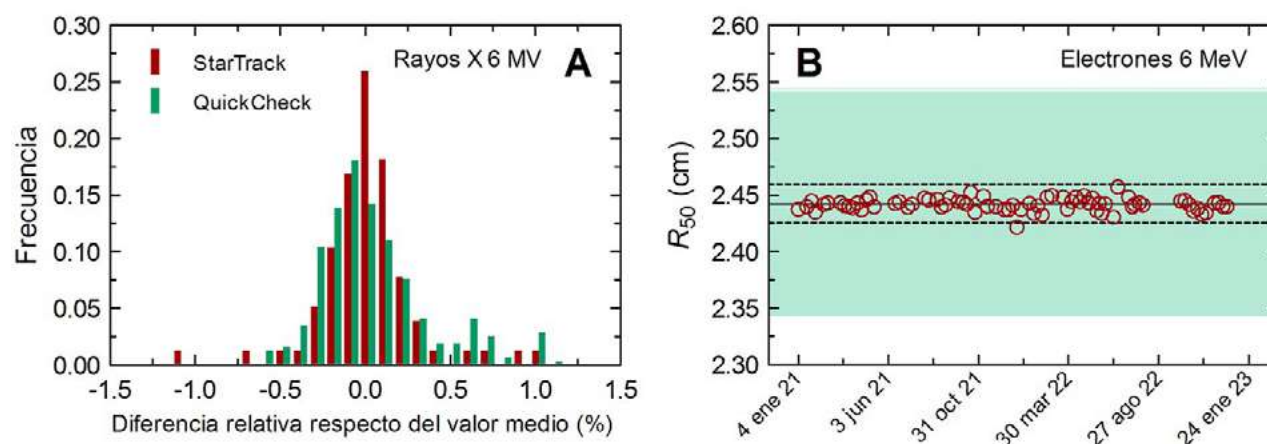


Figura 1. (A) Distribución de las diferencias relativas respecto del valor medio de los factores de calidad medidos mediante los dispositivos StarTrack y QuickCheck para el haz filtrado de rayos X de 6 MV producido por un acelerador Siemens Artiste. (B) Valores del parámetro  $R_{50}$  determinado mediante el dispositivo StarTrack, tras establecer la relación entre el factor de calidad que proporciona el dispositivo y este parámetro, para el haz de electrones de 6 MeV producido por un acelerador Siemens Artiste. Las líneas de trazos marcan la región de 3 desviaciones típicas de la muestra de medidas, mientras que la zona sombreadada verde corresponde al intervalo de tolerancia de  $\pm 1$  mm.

## VERIFICACIÓN DE LAS MEDIDAS DIARIAS EN TOMOTERAPIA CON EQUIPO TOMODOSE

Serrano Snz, A. I. (1); Mínguez Aguilar, C. (1); Luengo Jiménez, J. (1); Plaza Nuñez, R. (1); de la Monja Rey, P. (1); Martínez Sanchez, M. (1)  
(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: TOMOTERAPIA, VERIFICACIONES DIARIAS, TOMODOSE

## INTRODUCCIÓN

Aceptación y puesta en marcha del equipo TOMODOSE como parte del control de calidad de verificaciones diarias en Tomoterapia, con el objetivo de verificar la constancia, homogeneidad y simetría del haz.

## MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema Tomodose consta de 223 detectores tipo diodo, distribuidos a lo largo del eje X y 9 ejes Y, espaciados por 4-5 mm respectivamente, proporcionando medidas del perfil de campo y un análisis completo del haz.

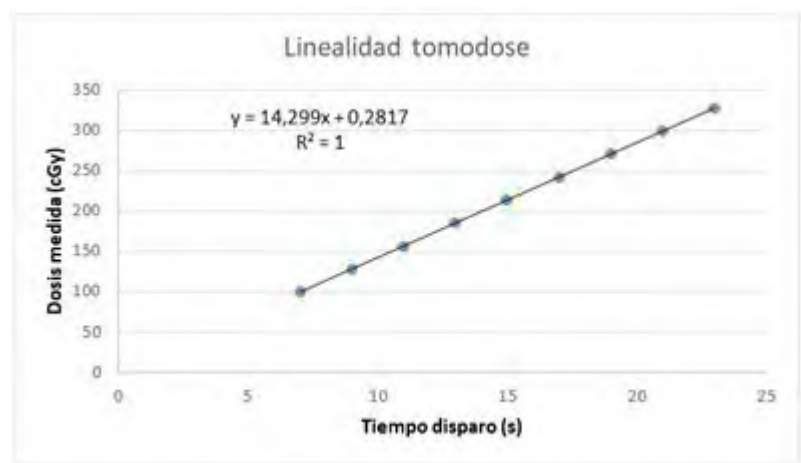
Se calibra en condiciones de referencia, SAD de 85 cm, profundidad de 1 cm, un tamaño de campo de 5×40 y disparo de 15 segundos, tomando valor de dosis absorbida medido con cámara de referencia Exradin A1SL XW1 en las mismas condiciones (273.72 cGy) como valor de constancia.

Se realizan pruebas dosimétricas de repetitividad, linealidad, estabilidad temporal y se estudia la dependencia en la respuesta con variaciones de SAD, profundidad de medida y tamaño de campo.

## RESULTADOS

Repetitividad y Estabilidad temporal: Los valores de constancia obtenidos son, constancia de dosis de 214,26 cGy, tamaño de campo 40.38cm, simetría en el eje X de 0.13%, simetría en el eje Y de 0.66%, planitud del eje X de 26,39 %, y planitud del eje Y de 5,50 %. La desviación estándar en diez medidas consecutivas fue inferior a 0.05 para todos los parámetros de haz. La medida del equipo, durante un periodo de seis meses, muestra una desviación estándar de 1.45cGy en la dosis e inferior a 0,05 en el resto de parámetros.

La linealidad obtenida para tiempos entre 7 y 23 segundos mostró una diferencia máxima de -0,04 % respecto al valor esperado (Figura I).



Se tomaron referencias para los tres tamaños de campo habilitados en el equipo de Tomotherapy encontrándose una diferencia de -0.48% para el campo de 2.5cm y 5.9% para el campo de 1cm respecto a la dosis medida con la cámara de ionización.

Se encontraron diferencias menores de 0.5% con variaciones en SAD de 2mm.

No hemos encontrado variaciones en la medida del tamaño de campo con la profundidad (0.1%) y la máxima diferencia en dosis respecto al valor esperado ha sido -0.13%

## CONCLUSIÓN

Los valores obtenidos en el análisis muestran una estabilidad del equipo TomoDose, que permite hacer las verificaciones diarias de manera rápida y efectiva.

Debe usarse en conjunto con las verificaciones diarias indicadas por el distribuidor del equipo de TomoTerapia.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> TOMODOSE: A DAILY QUALITY ASSURANCE DEVICE FOR HELICAL TOMOTHERAPY, C CHEN, JUL 2006, MEDICAL PHYSICS

<sup>2</sup> RECOMMENDED PROCEDURES FOR QUALITY ASSURANCE OF TOMOTHERAPY IMRT RUTH RODRÍGUEZ ROMERO<sup>1</sup>, CARLOS MARTÍN RINCÓN<sup>2</sup>, SARA MORAL SÁNCHEZ<sup>3</sup>, PATRICIA SÁNCHEZ RUBIO<sup>1</sup>, DAVID SEVILLANO MARTÍNEZ<sup>4</sup>

<sup>3</sup> PROSOL\_CONCEPT\_B072518\_SPA.PDF





## SIMPOSIO DE TÉCNICOS: OTROS

# USO “HACKEADO” DE UN INMOVILIZADOR DE PULMÓN PARA TRATAMIENTOS DE RT EXTERNA DE VULVA

Ortín Corral, M. (1); Sáez Beltrán, F. (2); Martínez Arias, R. (1); Blanco Villa, S. (1); Martín Ruiz, M. M. (1); Gil Restrepo, C. (1); Benito Bejarano, M. A. (2)

(1) Servicio de Oncología Radioterápica, Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL),  
(2) Servicio de Radiofísica, Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL)

PALABRAS CLAVE: INMOVILIZADOR DE PULMÓN, RADIOTERAPIA EXTERNA DE LA VULVA, INDEXACIÓN, COLCHÓN DE VACÍO, REPRODUCIBILIDAD.

### INTRODUCCIÓN

Al no disponer en nuestro Servicio de un inmovilizador específico de vulva, y dadas las complicaciones que entraña la reproducibilidad de este tratamiento, hemos adaptado un dispositivo de posicionamiento para tratamientos de pulmón, adaptándolo exitosamente para tratamientos con radioterapia externa de vulva.

### MATERIALES Y MÉTODOS

- Inmovilizador para tratamientos de pulmón: marca Lorcamarín, modelo “**Extended Butterfly Green Line**” (ref. 93027-1U)
- Colchón de vacío: marca Lorcamarín, modelo “**Posivac**” 85x50 (ref. 98220-1U)

Los tableros del TAC de simulación y del Acelerador tienen la indexación de Varian.



FIGURA 1: colocación de la paciente con el inmovilizador de pulmón y el colchón de vacío.

Para la simulación y el tratamiento (FIGURA 1), se indexa el inmovilizador de pulmón **AL REVÉS** de su posición normal, y con indexación en F4. Se hace uso también de un colchón de vacío. La paciente apoya las piernas en los laterales del inmovilizador, y los talones hacen tope en el mango del inmovilizador (que en uso normal sirve para asir las manos). Este posicionamiento sustituye a la tradicional postura en decúbito supino con las rodillas separadas y los pies juntos, comúnmente llamada “de ancas de rana”, consiguiendo que la paciente esté en una postura menos forzada, y al mismo tiempo manteniendo la separación de las piernas de forma cómoda y reproducible.

## RESULTADOS

Este posicionamiento mantiene las ventajas de la postura de “ancas de rana”, protegiendo la piel en la zona irradiada, y mejora tanto la comodidad de la paciente como la reproducibilidad a lo largo del tratamiento. Esto cobra aun mayor relevancia en pacientes de edad avanzada o con movilidad reducida.

Para los técnicos de las unidades de simulación y tratamiento, esta postura es más fácil de reproducir, reduciendo los tiempos de posicionamiento. Además, La menor apertura de las piernas hace que haya menos riesgo de colisión con el anillo del TAC. Esto



es especialmente importante en TACs de simulación de anillo pequeño. En el Acelerador, la menor apertura implica que hay menos riesgo de colisión con el gantry mientras este gira en el tratamiento o, aunque no haya contacto, de que se activen los sistemas anticolidión de la unidad por proximidad.

#### DISCUSION

Este sistema mejora la inmovilización y reproducibilidad en tratamientos de vulva, especialmente en tratamientos con irradiación ganglionar pélvica e inguinal (FIGURA 2). También implica una reducción en el tiempo empleado en la simulación y el tratamiento diario, al ser una postura menos forzada.

El uso de un mismo inmovilizador para diversos usos implica un uso más eficiente de los recursos.

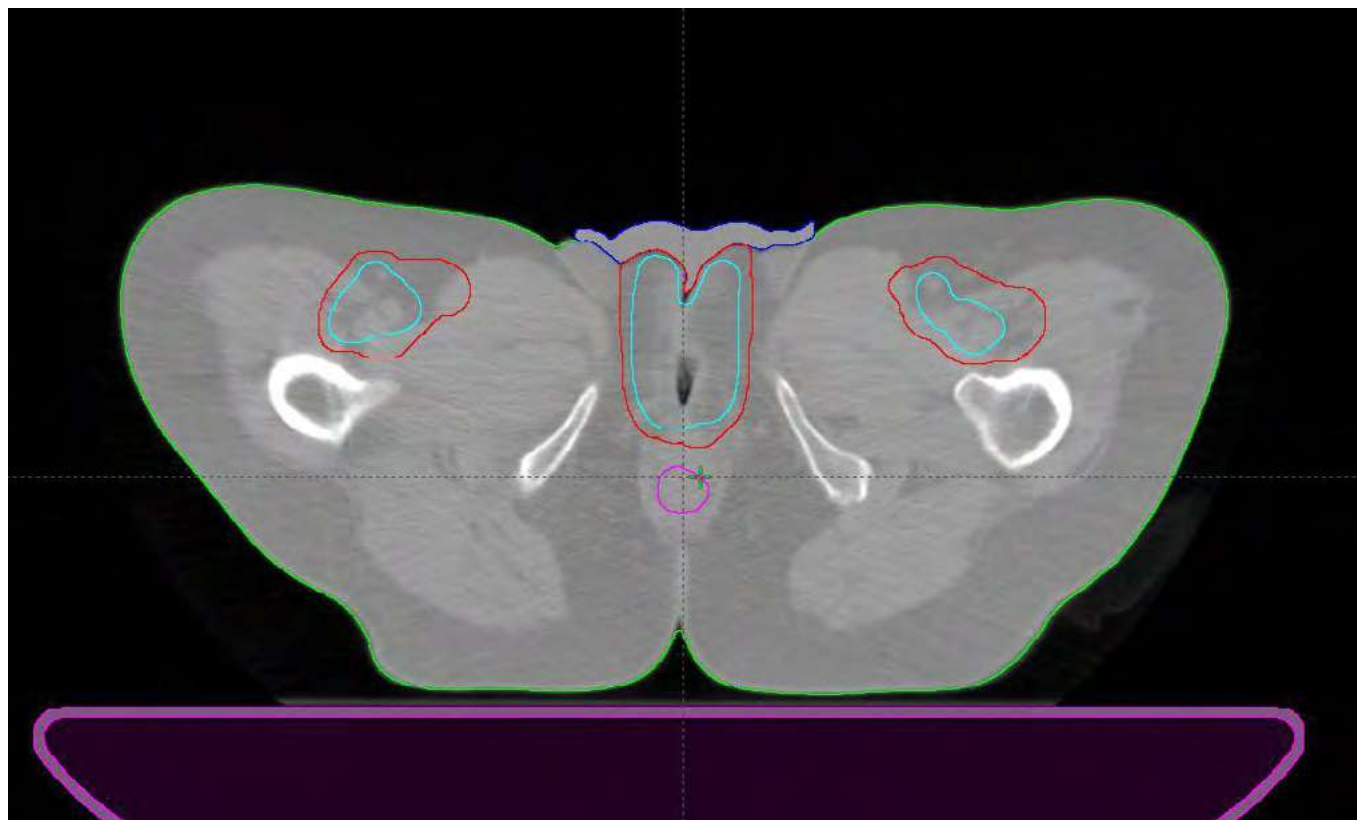


FIGURA 2: Tratamiento con radioterapia externa de vulva con irradiación de ganglios.

Por otra parte, la posición separada de las piernas facilita los cuidados de enfermería durante y después del tratamiento, disminuyendo los efectos adversos en piel y aportando una mayor tolerancia y adherencia al tratamiento.

#### CONCLUSIONES

Este método de posicionamiento, "hackeando" un inmovilizador de pulmón para tratamientos de vulvas mejora la calidad del tratamiento, con una mayor satisfacción tanto del paciente como del personal sanitario y proporciona una atención sanitaria coste/efectiva.

## RADIOTERAPIA: APLICACIONES MÁS ALLÁ DE LA ONCOLOGÍA

Trápaga Porrero, V. (1); Brazales San Martín, R. (1); Rollán Plaza, R. (1); Botella Faus, P. (1); Adaimi Hernandez, P. (1); Milanés Gaillet, A. I. (1); Gaitán Simón, A. (1); Manzano Rodriguez, M. (1); Cabello Murillo, E. (1); Pozo Rodriguez, G. (1); Díaz Fuentes, R. (1); Martín García, D. (1); Rojo Navarrete, D. (1); Alonso Delgado, I. (1); Ferrando Sanchez, A. (1)

(1) Hospital Universitario 12 de Octubre

#### INTRODUCCIÓN

El uso de radiaciones ionizantes está ampliamente demostrado en el tratamiento de enfermedades oncológicas pero tenemos que ampliar nuestra visión y no permitir que se asocie esta terapia solo al tratamiento de patologías oncológicas. Hay diversos



tipos de patológicas benignas que debido a la complejidad de su abordaje, localización y compromiso con órganos adyacentes también se han beneficiado de este tipo de tratamiento de forma altamente eficiente y demostrada, pero el uso de las radiaciones ionizantes está ampliando su ámbito de aplicación y ofrece un futuro alentador como alternativa para el tratamiento de diversas patologías. Es en este último tipo de patologías en las que queremos centrarnos determinando cual sería el posible abordaje para su tratamiento con radioterapia.

## MATERIAL Y MÉTODO

Para poder comprobar en qué otras patologías tiene aplicación la radioterapia se han analizado los distintos tipos de tratamientos benignos que se han realizado en el servicio de radioterapia en el año 2022.

En este año se realizan 67 planificaciones de patologías benignas, diferenciando aquellas cuya utilización está ya estandarizada y ampliamente documentada de otras cuya aplicación resulta todavía poco conocida, pero se ofrece como alternativa a los tratamientos ya estándar aumentando las posibilidades de mejora y calidad de vida de los pacientes.

| Patologías benignas CON compromiso para la vida del paciente | Patologías benignas SIN compromiso para la vida del paciente |
|--------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|
| Meningioma: 13 pacientes                                     | Artrosis: 3 pacientes.                                       |
| Neurinoma del acústico: 2 pacientes                          | Queloides: 12 pacientes.                                     |
| Malformación arteriovenosa: 26 pacientes                     | Fascitis plantar: 1 paciente.                                |
| Adenoma de hipófisis: 2 pacientes.                           | Ablación cardiaca: 2 pacientes.                              |
| Neuralgia del trigémino: 6 pacientes                         |                                                              |

## RESULTADOS

La dosimetría clínica se realiza optimizando la dosis a los órganos de riesgo priorizando que sea la mínima posible y utilizando un fraccionamiento que difiere del fraccionamiento convencional al utilizado en el resto de patologías.

| PATOLOGÍA            | TIPO DE RADIOTERAPIA    | FRACCIONAMIENTO     | Nº SESIONES | DOSIS TOTAL |
|----------------------|-------------------------|---------------------|-------------|-------------|
| Artrosis             | RT Externa - Fotones    | 50 cGy / fracción   | 6           | 300 cGy     |
| Queloides            | RT Externa - Electrones | 700 cGy / fracción  | 2           | 1400 cGy    |
|                      | Braquiterapia           |                     |             |             |
| Fascitis plantar     | RT Externa - Fotones    | 50 cGy / fracción   | 6           | 300 cGy     |
| Enfermedad de Graves | RT Externa - Fotones    | 200 cGy / fracción  | 10          | 2000 cGy    |
| Ablación cardiaca    | RT Externa - Fotones    | 2000 cGy / fracción | 1           | 2000 cGy    |
|                      |                         | 2500 cGy / fracción |             | 2500 cGy    |

## DISCUSIÓN

Hay que tener en cuenta que este tipo de patologías no suponen un riesgo para la vida del paciente y por consiguiente la finalidad de su tratamiento es la mejora de la calidad de vida del mismo dando la máxima relevancia a la dosis limitante de los órganos de riesgo adyacentes en la prescripción, planificación y ejecución del tratamiento.

Si bien es cierto que el beneficio de este tipo de tratamiento en patologías benignas está justificado y demostrado nos enfrentamos con dos problemas importantes para su ejecución:

- Por una parte la reticencia de los pacientes a este tipo de tratamientos que les genera mayor desconfianza y miedo al no tratarse de una disciplina suficientemente conocida.
- Por otra parte la falta de confianza y el desconocimiento de los profesionales encargados de derivar a este tipo de pacientes a alternativas que exploren campos en los que no estén "acostumbrados".



## CONCLUSIÓN

La radioterapia es una alternativa eficaz y perfecta a otros tipos de abordajes más invasivos como pueda ser la cirugía y es una terapia a tener en cuenta a la hora de plantear las distintas alternativas en el tratamiento de diversas patologías benignas.

Para poder beneficiarse de este tipo de tratamiento debe ampliarse el conocimiento de la misma y su utilización en las distintas patologías.

# MARCAJE CON SEMILLAS DE I-125 DE ADENOPATÍAS AXILARES PREVIO AL TRATAMIENTO NEOADYUVANTE CON QUIMIOTERAPIA EN CÁNCER DE MAMA

García Torres, M. L. (1); Fernández Toro, V. (1); Cano Iglesias, E. (1); Luna Serrano, M. (1)

(1) Hospital Universitario Reina Sofía

## INTRODUCCIÓN

La afectación ganglionar en el cáncer de mama localmente avanzado, constituye una indicación de quimioterapia neoadyuvante (QTN) con el objetivo de conseguir un control precoz de la enfermedad en casos seleccionados. La QTN consiste en la administración de citostáticos durante un periodo aproximado de 6 meses. Una vez finalizado el tratamiento, el radiólogo repite las pruebas de mamografía, ecografía y resonancia magnética. La respuesta radiológica a este tratamiento se presentará como ganglios axilares de características normales, por lo que es fundamental que previo al

tratamiento estos sean marcados<sup>1</sup> para poder ser analizados y valorar la respuesta a nivel histológico. De manera que si el análisis histológico intraoperatorio revela que la enfermedad axilar persiste, se deberá completar la linfadenectomía axilar,

mientras que si ha sido completa, y la enfermedad ha desaparecido, no es necesaria cirugía adicional sobre la axila<sup>2</sup>.

La ausencia de un método de marcaje adecuado llevaba a realizar linfadenectomía axilar de entrada, con la merma en calidad de vida que conlleva la misma.

Antes de la implantación de esta técnica se colocaba un marcador metálico en cada adenopatía positiva para malignidad. Pero en la práctica encontrábamos una serie de dificultades:

- Movilización del marcador fuera de la adenopatía
- Dificultad de reconocer el marcador en ecografía preoperatoria
- Necesidad de inyección de radiotrazador dentro de las adenopatías el día previo a la intervención.

## MATERIAL Y MÉTODO

Para llevar a cabo el procedimiento es necesario material para desinfección, semillas de I125, agujas de 18G de dos tamaños, contenedor plomado, monitores de radiación y contaminación.

El Servicio de Radiofísica selecciona semillas de I125 con actividad aparente máxima de 7 MBq. Se registran e identifican correctamente.

El día del marcaje se procede a la desinfección de las semillas y a la carga de las agujas con las semillas, en un entorno estéril.

Las agujas se colocan en un contenedor de transporte y este se etiqueta debidamente.

El marcaje de las adenopatías axilares es realizado por un facultativo de Radiodiagnóstico mediante técnica ecográfica

Una vez marcadas se realizan ecografía y mamografía axilar, con el fin de verificar el número de semillas y su correcto posicionamiento. Se verifica la ausencia de contaminación en el conjunto del material empleado.

## DISCUSIÓN Y RESULTADOS

Desde el año 2019 se han marcado 100 pacientes con esta técnica, con resultados satisfactorios.

Por tanto, esta técnica, aúna el marcaje radiológico y la localización intraoperatoria en un único acto de manipulación axilar antes de iniciar la neoadyuvancia. No es necesario equipos especiales para localización de las semillas, y existe menor riesgo de movilización fuera de la adenopatía.





## CONCLUSIONES

La aplicación de esta técnica desde el inicio de la neoadyuvancia constituye una novedad en la que somos pioneros. Desde la puesta en marcha de este protocolo, se ha observado que la técnica es efectiva y permite realizar el seguimiento de las adenopatías desde el diagnóstico hasta la cirugía con muy escaso margen de error. Este hecho permite tomar decisiones con seguridad sobre la cirugía axilar y en definitiva, mejorar la calidad asistencial de las pacientes.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> GOUDREAU S H, JOSEPH JP, SEILER SJ. PREOPERATIVE RADIOACTIVE SEED LOCALIZATION FOR NONPALPABLE BREAST LESIONS: TECHNIQUE, PITFALLS, AND SOLUTIONS. RADIOGRAPHICS. 2015; 35(5):1319-1334
- <sup>2</sup> VAN NIJNATTEN TJA, SIMONS JM, SMIDT ML ET AL. A NOVEL LESS-INVASIVE APPROACH FOR AXILLARY STAGING AFTER NEOADJUVANT CHEMOTHERAPY IN PATIENTS WITH AXILLARY NODEPOSITIVE BREAST CANCER BY COMBINING RADIOACTIVE IODINE SEED LOCALIZATION IN THE AXILLA WITH THE SENTINEL NODE PROCEDURE (RISAS): A DUTCH PROSPECTIVE MULTICENTER VALIDATION STUDY. CLIN BREAST CANCER. 2017 AUG;17(5):399-402. DOI: 10.1016/j.clbc.2017.04.006. Epub 2017 APR 19.

---

## ANÁLISIS DE ESTRELLAS EN PLATAFORMA SUNCHECK

Segura Arribas, S. (1); García Rescalvo, A. (1); Ortiz Lopez, R. (1); Bayon Llera, J. (1); Medina Céspedes, M. D. (1); Eugui Martínez, R. (1); Polo Cezon, R. (1)

(1) Hospital Universitario Rey Juan Carlos

## INTRODUCCIÓN

La obtención de estrellas sobre placas radiocrómicas es el método clásico para determinar el radio de giro del Gantry, del colimador y la mesa en un acelerador.

El software utilizado en el análisis condiciona el resultado. Nuestro objetivo es determinar la robusted del algoritmo utilizado estudiando como varia el resultado del mismo en función de los de los parámetros introducidos para el cálculo.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se radian placas EBT3, con cuatro campos rotados 45° de tamaño 0.6 cm por 40 cm para colimador y gantry 40 cm por 0.6 cm para la estrella de mesa en un acelerador Elekta Synergy.

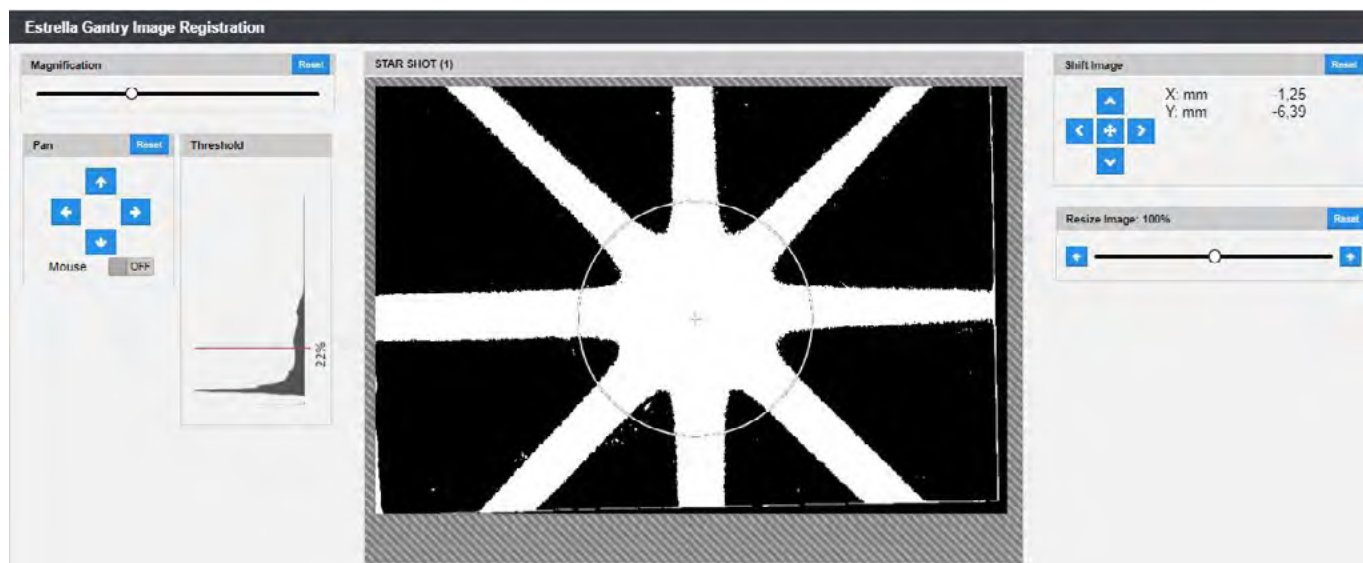
Tanto para la estrella de colimador como la de mesa introducimos la placa entre dos planchas de agua sólida de 1 cm de espesor en posición horizontal, de tal forma que los láseres laterales longitudinales sean coincidentes con el plano de la placa y el láser vertical la atraviese aproximadamente por la mitad.

Para la estrella de gantry las dos planchas de agua sólida se colocan en posición vertical, de tal forma que los láseres laterales axiales sean coincidentes con el plano de la placa y el láser longitudinal la atraviese aproximadamente a media altura.

Para facilitar el proceso los campos están precargados en un paciente de QA dentro de la red Mosaiq.

Se escanea con escáner marca EPSON 10000XL y se guardan en formato tiff con los siguientes parámetros:

- Tipo de Documento: Película.
- Tipo de Película: Positivo en Color.
- Tipo Imagen: Color 48 bit.
- Resolución: 300 ppp.
- Casilla de verificación "Desenfocar máscara" seleccionada.
- Contraste 20.
- Corrección claroscuro: Alto.



Dentro de la Plataforma Suncheck se adjunta la imagen de la estrella escaneada y se varían los distintos parámetros del software para observar cómo varía el resultado del mismo. Los parámetros modificados son:

Posición centro imagen (Shift Image): se hace primero un centrado de la estrella de manera visual, y posteriormente desde ese punto central, se desplaza el centro de la estrella a posiciones próximas adyacentes.

Umbral de contraste (Threshold): se modifica desde la situación inicial en que se visualiza la estrella centrada hasta que los resultados dejan de ser razonables. Los valores se toman en el punto de centro de imagen con mejor resultado.

Tamaño de la imagen (Resize): se parte del 100% y de nuevo se modifica hasta que los resultados dejan de tener valores razonables.

## RESULTADOS

En la tabla adjunta se muestran los resultados obtenidos para los diámetros óptimos para tres estrellas Gantry, Colimador y Mesa.

|           | Media (mm) | Desv. Estándar (mm) | Media (mm) | Desv. Estándar (mm) | Media (mm) | Desv. Estándar (mm) |
|-----------|------------|---------------------|------------|---------------------|------------|---------------------|
| Gantry    | 0,19       | 0,23                | 0,07       | 0,02                | 0,07       | 0,07                |
| Colimador | 0,49       | 0,57                | 0,41       | 1,11                | 0,14       | 0,08                |
| Mesa      | 0,75       | 0,05                | 0,71       | 0,03                | 0,69       | 0,01                |

## DISCUSIÓN

El software presenta un resultado sin tener en cuenta limitaciones de incertidumbres y da resultados con una precisión mayor de la que se podría esperar, del orden de centésimas de milímetro. Presenta dependencia de los parámetros escogidos en el análisis de las imágenes aunque la variación del resultado una vez dentro del rango óptimo es pequeña.

## CONCLUSIONES

La plataforma permite un análisis amigable y resulta útil para pruebas de constancia. El resultado final del análisis ofrece valores de diámetros menores que los de otras pruebas realizadas en el acelerador.

# IMPACTO EN LAS INSTALACIONES DEL PROYECTO DEL REAL DECRETO SOBRE CRITERIOS DE CALIDAD EN MEDICINA NUCLEAR

Chover Diaz, B. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Serrano Juárez, A. (1); Brualla González, L. (1); Salvador Montaña, M. A. (1)

(1) Grupo Biomédico Ascires

PALABRAS CLAVE: MEDICINA NUCLEAR, REAL DECRETO, LEGISLACIÓN, SERVICIO



## INTRODUCCIÓN

El aumento de la presencia de Medicina Nuclear (MN) en el diagnóstico y tratamiento de pacientes unido al desarrollo de nuevas técnicas y equipos, ha motivado la adecuación de la legislación a la normativa europea. La necesidad de garantizar la protección radiológica, genera plantear la actualización del Real Decreto (RD) vigente.

El 22 de febrero del 2021 se publicó el borrador del proyecto del RD por el que se establecen los criterios de calidad en MN, redactándose el informe final de los comentarios en marzo del mismo año.

El objetivo de esta publicación es el análisis y comparación entre el RD 1841/1997 de 5 de Diciembre sobre Criterios de Calidad en Medicina Nuclear y el proyecto que lo sustituirá, así como el impacto que estas diferencias tienen sobre el servicio.

## MATERIAL Y MÉTODOS

Los documentos analizados son:

- RD 1841/1997 de 5 de Diciembre sobre Criterios de Calidad en Medicina Nuclear
- Borrador del nuevo proyecto
- Comentarios sugeridos por la Sociedad Española de Física Médica.

Se analizarán en profundidad aquellos artículos o modificaciones que tengan un impacto directo y supongan diferencias significativas en el funcionamiento actual del servicio de MN.

## RESULTADOS

| Artículos/ Diferencias                                                    |                                 | RD 1841/1997                                       | Proyecto RD                                                                                                                                                                                                                                                     |
|---------------------------------------------------------------------------|---------------------------------|----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Definición de unidad de asistencia de MN                                  |                                 | No consta                                          | Consta                                                                                                                                                                                                                                                          |
| Obligación de tener un Programa de Garantía de Calidad y Seguridad (PGCS) |                                 | Consta                                             | Especifica la obligatoriedad desde la puesta en funcionamiento de la instalación                                                                                                                                                                                |
| Creación de la Comisión de Garantía de Calidad y Seguridad en MN          |                                 | No consta                                          | Nuevo. Definición y representantes que la forman                                                                                                                                                                                                                |
| Presencia de médico especialista en la administración de radiofármacos    |                                 | No especifica                                      | Deberá estar presente <b>físicamente</b> en la instalación                                                                                                                                                                                                      |
| Exposiciones accidentales                                                 |                                 | No consta                                          | Obligatoriedad de realizar un estudio del riesgo de exposiciones accidentales o no intencionadas, análisis de riesgos y la investigación de sucesos                                                                                                             |
| Formación                                                                 |                                 | No consta                                          | Obligatoriedad (titular) de tener planes de formación continuada incluidos en el PGCS.                                                                                                                                                                          |
| Información (por escrito) sobre riesgos en RRII                           |                                 | Únicamente se informa a los pacientes              | Se informará a los pacientes y cuidadores                                                                                                                                                                                                                       |
| Funciones especialista en <u>Radiofísica Hospitalaria</u>                 | Dosimetría                      | Aspectos técnicos y físicos                        | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Determinación post tratamiento de las dosis absorbidas en terapia con radiofármacos regidos por una ficha técnica</li> <li>• Implicación en procedimientos terapéuticos de los no regidos por ficha técnica</li> </ul> |
|                                                                           | Control de calidad (QC) y Otros | Implicación general en el QC de la instrumentación | Se especifica la implicación en: Preparación especificaciones técnicas de los equipos y el diseño de la instalación, aceptación de equipos, referencia inicial y QC                                                                                             |



## DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

Como se observa en la tabla, el proyecto del RD detalla las funciones del radiofísico hospitalario en varios aspectos como la dosimetría en terapia metabólica o la aceptación y elaboración de especificaciones en la adquisición de nuevos equipos y amplia información sobre procesos como la administración de radiofármacos o exposiciones accidentales.

Por tanto, la actualización de este documento implica una mayor protocolización de procesos y funciones de la que se tenía hasta el momento.

## EQUIPO PET DEDICADO AL ESTUDIO DE LA MAMA: VENTAJAS FRENTE AL PET CONVENCIONAL

Salvador Montaña, M. A. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Chover Diaz, B. (1); Serrano Juárez, A. (1); Brualla González, L. (1); Aguilar Barrios, J. E. (1)

(1) Grupo Biomédico Ascires

PALABRAS CLAVE: MEDICINA NUCLEAR, PET, RESOLUCIÓN ESPACIAL

## INTRODUCCIÓN

El uso de PET/CT para la detección y estudio de tumores primarios de mama está limitado por la baja resolución espacial de los equipos y el consecuente efecto de volumen parcial que se produce debido a la misma. Es por esto que se han desarrollado equipos dedicados al estudio de la mama (dbPET por sus siglas en inglés) entre los que se encuentra el MAMMI PET FP-0202 ("Mamografía mediante imagen molecular PET") de Oncovision utilizado en el Servicio de Medicina Nuclear de Ascires. Se pretende dar a conocer el equipo, así como las ventajas que supone frente al PET convencional.



## MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema de Imagen Molecular Mammi es un PET para aplicaciones médicas de imagen y medida de distribución de radiofármacos, centrado en la detección de tumores de mama que no requiere la compresión de la misma.

El anillo detector PET está formado por 12 módulos detectores. Si la mama a explorar lo requiere, el anillo puede realizar varias adquisiciones en vertical con una motorización del detector.

Sobre este anillo se colocarán los maniqués empleados en el control de calidad. Tanto estos como el software de análisis necesarios vienen incluidos con el equipo en el "Kit de control de calidad", con el que realizar una validación completa de todas las especificaciones de imagen del detector, compuesto por: soporte de maniqués, maniqués de: uniformidad, resolución espacial y sensibilidad, espaciados de Nailon y software de análisis "Mammi Quality Control". Las prueba de control de calidad del Mammi son análogas a un PET convencional (resolución espacial, resolución energético, sensibilidad, etc)

## RESULTADOS/ DISCUSIÓN

Las principales ventajas respecto a un equipo PET convencional son:

- Mayor resolución espacial: 1.6 mm en el centro del FOV respecto a los 2-4 mm del PET convencional
- Detección de lesiones de pequeño tamaño debido tanto a la alta resolución espacial como a la proximidad del detector en anillo a la mama.
- Reducción de la dosis inyectada, aproximadamente, 1/3 de la dosis usada en el PET ( $\approx 4$  mCi MAMMI  $\sim 6$  mCi PET)

Todo ello implica la visualización de volúmenes de menor tamaño, permitiendo el diagnóstico del ca. de mama en estadios tempranos así como una mejora sustancial en cuanto a la protección radiológica.



## CONCLUSIÓN

Tomando como base los resultados mostrados se puede concluir que el uso de un equipo dedicado a mama ofrece beneficios significativos en el diagnóstico por imagen y en protección radiológica y, por tanto, complementa a un servicio de medicina nuclear, posicionándose como una buena alternativa al uso del PET convencional en cáncer de mama.

# ESTUDIO DE COMPATIBILIDAD PARA RMN DE UN PROYECTIL ALOJADO EN EL INTERIOR DE UN PACIENTE

Serrano Juarez, A. (1); Pastor Pastor, N. P. (1); Salvador Montaña, M. A. (1); Núñez Hernández, A. (1); Chover Diaz, B. (1); Zaragoza Cardells, E. (2); Brualla Gonzalez, L. (1)

(1) Grupo Biomedico Ascires, (2) Grupo Biomedico Ascires\_Clinica Ascires Campanar

PALABRAS CLAVE: RMN, COMPATIBILIDAD, SEGURIDAD, PROYECTIL

## INTRODUCCIÓN

Por desgracia las "balas" existen y puede darse la circunstancia de que un paciente con un proyectil precise realizarse un estudio de RMN. En ASCIRES hemos establecido un procedimiento a seguir para la determinación de la compatibilidad con RMN.



## MATERIAL Y METODOS

Una vez se averigua que el paciente es portador de un proyectil, bien sea a partir del prescriptor de la prueba o tras la encuesta que se le practica al paciente, se consultan:

- Hoja de la petición clínica
- Consulta de la Historia clínica
- Conversación telefónica con el paciente

Interesa información sobre la composición del objeto, el lugar donde se encuentra implantado y desde cuando es portador del mismo. Es muy importante también, saber si ya se le han realizado estudios de RMN previos.

Con el especialista en Radiología se responde a las siguientes preguntas (en orden de importancia):

- ¿RM previa?
- ¿Cómo de necesario es realizar la prueba?
- ¿Existe una prueba alternativa?
- ¿Desde cuándo está implantado el objeto?
- ¿Dónde está localizado el proyectil?
- Si se realiza una imagen de RX al paciente. ¿El proyectil ha dejado restos en su trayectoria y se encuentra deformado?

En función de las respuestas se cita al paciente o se habla con el prescriptor para cambiar la prueba. Si el paciente ha de realizarse el estudio, se le programará de forma preferible en una RMN de 1.5 T y cuando acuda, el paciente se aproximará lentamente al campo magnético comunicando inmediatamente si nota cualquier sensación extraña.





## RESULTADOS

En un caso que hemos tenido recientemente de estudio cerebral nos encontramos con que:

- El paciente había sido sometido ya a una RMN de rodilla.
- La prueba de elección era RMN.
- El objeto llevaba implantado desde hace unos 30 años
- La localización de la bala se encontraba entre el masetero y el malar.
- No había órganos críticos en la proximidad.

En una imagen de TAC que se le había practicado anteriormente, se observaba que la bala presentaba deformación, lo cual pudiera ser indicativo de materiales no ferromagnéticos.

El paciente al aproximarse al campo magnético no manifestó problemas y al realizarse la RMN comprobó que los materiales del proyectil no eran ferromagnéticos.

## DISCUSIÓN

La respuesta sistemática de las preguntas formuladas facilita la toma de decisiones de cara a la realización de la prueba. En el caso del paciente mostrado, se disponía de una imagen de TAC previa donde aparecía deformado el proyectil lo cual es un claro indicativo de que el proyectil puede estar hecho de plomo.

En la actualidad estamos realizando estudios en maniqués con un TAC de energía dual para los casos de proximidad a órganos críticos, que nos permitan obtener información sobre el número atómico del proyectil.

## CONCLUSIÓN

La aplicación de protocolos de forma previa a la citación del paciente de RMN con dispositivos implantados está demostrando ser muy eficaz y satisfactoria para las partes implicadas, empezando por el paciente, pues se le transmite seguridad y confianza, y continuando por los profesionales que realizan la prueba, dado que trabajan con mucha mayor tranquilidad.

## REFERENCIAS

<sup>1</sup> MIGRACIÓN DE PROYECTIL DE ARMA DE FUEGO DENTRO DEL CANAL MEDULAR AL REALIZAR MRI. J.E. ORTEGA. REV. MÉDICA HONDURAS

<sup>2</sup> IMAGING APPEARANCE OF BALLISTIC WOUNDS PREDICTS BULLET COMPOSITION: IMPLICATIONS FOR MRI SAFETY. A. J. FOUNTAIN. AJR. 2021

# VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS VMAT EN ACELERADORES GEMELOS

Gomez Hinojal, L. (1); García Martín, A. (2); Huertas Martinez, C. Á. (2); Plaza Nuñez, R. (2); Sáez Beltrán, M. (2)

(1) Hospital Universitario La Paz

PALABRAS CLAVE: VMAT, ANÁLISIS, ACELERADOR LINEAL, CONTROL DE CALIDAD

## INTRODUCCION Y OBJETIVO

En la actualidad existe un aumento progresivo de la carga de trabajo en los servicios de Oncología Radioterápica y disponer de aceleradores gemelos mejora el flujo de trabajo. En caso de avería o retrasos, se puede evitar la interrupción del tratamiento de un paciente sin que haya que modificar el plan de tratamiento ni hacer el control de calidad específico del paciente. Pero disponer de aceleradores gemelos obliga a realizar controles de calidad más rigurosos que aseguren que conservan la capacidad de irradiar distribuciones de dosis similares del mismo plan.

El hospital universitario La Paz dispone de dos aceleradores gemelos. En su puesta en marcha se verificó que impartían distribuciones de dosis similares (Obesso et al.<sup>1</sup>). En este trabajo se describe el control de calidad implementado para verificar periódicamente que ambos aceleradores siguen siendo gemelos.

Nuestro test es similar al propuesto por Xu et al.<sup>2</sup>, que se centra en evaluar tratamientos VMAT con un detector 3D principalmente de campos pequeños. En nuestro caso se comparan las verificaciones hechas con detector ArcCheck™ (Sun Nuclear) para 6 patologías diferentes.



## MATERIAL Y MÉTODOS

El hospital cuenta con dos aceleradores, Synergy e Infinity, ambos de Elekta con cabezal Agility (80 pares de láminas de 5mm) y filtro aplanador y energía de fotones de 6 MV.

Se calculan en el sistema de planificación Mónico v5.51.11. con el algoritmo Monte Carlo, los planes de tratamiento de una SBRT, Mama, SRS, pulmón, recto y ORL.

Los tratamientos se irradiaron en ambos aceleradores sobre un maniquí ArcCheck™ conectado al *software* SNC Patient (Sun Nuclear, v8.1.2). Posteriormente se hizo un análisis retrospectivo de dichas medidas y se compararon entre sí mediante un análisis gamma (3%/ 2 mm y 10% de dosis umbral) en dosis absoluta, donde se tomaron como datos de referencia las verificaciones del acelerador Infinity. En el *Anexo 1* podemos observar dos distribuciones de dosis, en la parte superior la correspondiente al Infinity y en la parte inferior la correspondiente al Synergy.

## RESULTADOS

Como se muestra en el *Anexo 1* los resultados han sido positivos, cumpliéndose los límites de tolerancia/acción universal recomendada por el TG-218<sup>3</sup>, lo que permite la posibilidad de cambiar a un paciente de un acelerador a otro sin la necesidad de planificar ni verificar de nuevo el tratamiento.

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los aceleradores Synergy e Infinity han demostrado una buena concordancia respecto al análisis dosimétrico y los tratamientos VMAT, lo que permite realizar las medidas de control de calidad de los tratamientos y el tratamiento en ambos aceleradores indistintamente. Para mantener dicha concordancia se recomienda realizar controles de calidad periódicamente.

## REFERENCIAS

- <sup>1</sup> OBESO DE DIEGO, A., FERRER GRACIA, C., HUERTAS MARTÍNEZ, C., MORCILLO GARCÍA, A., & PLAZA NÚÑEZ, R. (2021). ANÁLISIS DOSIMÉTRICO Y VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS VMAT EN ACELERADORES GEMELOS. REVISTA DE FÍSICA MÉDICA, 22(1), 27–37. [HTTPS://DOI.ORG/10.37004/SEFM/2021.22.1.002](https://doi.org/10.37004/SEFM/2021.22.1.002)
- <sup>2</sup> XU Z, WARRELL G, LEE S, COLUSSI V, ZHENG Y, ELLIS R, MACHTAY M, PODDER T. ASSESSMENT OF BEAM-MATCHED LINACS QUALITY/ACCURACY FOR INTERCHANGING SBRT OR SRT PATIENT USING VMAT WITHOUT REPLANNING. J APPL CLIN MED PHYS. 2019 JAN;20(1):68-75. DOI: 10.1002/ACM2.12492. EPUB 2018 Nov 7. PMID: 30402983; PMCID: PMC6333115.
- <sup>3</sup> MIFTEN M, OLCH A, MIHAILIDIS D, MORAN J, PAWLICKI T, MOLINEU A, ET AL. TOLERANCE LIMITS AND METHODOLOGIES FOR IMRT MEASUREMENT-BASED VERIFICATION QA: RECOMMENDATIONS OF AAPM TASK GROUP No. 218. MED PHYS 2018;45(4):E53-83.



ISSN 2990-2916

Editat: Sociedad Española de Física Médica (SEFM)  
y Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR)  
Valencia-Madrid 2023

